Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts der Universität Tübingen

Untersuchungen zur Eignung verschiedener fokussierender Kollimatoren für die Organscintigraphie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
DIETER PAUL
aus Urach

1983

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts der Universität Tübingen

Untersuchungen zur Eignung verschiedener fokussierender Kollimatoren für die Organscintigraphie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
DIETER PAUL
aus Urach

1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter: Professor Dr. U. Feine
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

Inhaltsübersicht

I.	Einführung und Problemstellung	Seite 1 - 6
II.	Physikalisch mathematische Grundlagen der Kollimation bei gammastrahlenden Quellen	Seite 7 - 12
III.	Versuchsanordnung	Seite 13 - 16
IV.	Meßergebnisse und deren Besprechung	Seite 17 - 43
V.	Anwendung der Meßergebnisse auf die Organscintigraphie von Hirn, Lunge und Leber	Seite 44 - 58
VI.	Zusammenfassung	Seite 59 - 60
VII.	Literaturverzeichnis	Seite 61 - 62

I. Einführung

Die Scintigraphie befaßt sich mit der Aufgabe, die Verteilung radioaktiver Stoffe im menschlichen Körper aufzudecken, sie möglichst größengetreu und proportional zu ihrer Konzentration wiederzugeben und vorhandene Inhomogenitäten nachzuweisen. Mallard (1966) hat formuliert, worin die Information besteht, die die Scintigraphie im einzelnen für die klinische Routinediagnostik liefern kann:

1.) Aufdeckung und Sichtbarmachung eines Organs für

   a) den Nachweis seiner Existenz

   b) das Auffinden seiner Lage relativ zu bekannten anatomischen Strukturen

   c) die Abschätzung der Größe und Form

   d) die Abschätzung der relativen Konzentration des Isotops im Vergleich zu anderen Organen (dies kann Informationen über den Funktionszustand liefern, z.B. beim Vergleich von paarigen Organen wie Niere und Lunge).

2.) Nachweis und Sichtbarmachung von raumfordernden Prozessen innerhalb des Organs, und zwar für

   a) den Nachweis ihrer Existenz

   b) das Auffinden ihrer Lage

   c) die Abschätzung ihrer Größe und Form

   d) die Abschätzung der relativen Konzentration des Isotops in ihnen im Vergleich zu der Umgebung (dies kann Hinweis auf die Natur der Läsion liefern).

Die Scintigraphie verwendet zur Abbildung energiereiche Strahlen. Die Strahlenquelle befindet sich innerhalb des Patienten. Sie wird durch die zu untersuchende Körperregion, bzw. das entsprechende Organ gebildet.
Das verwendete Radioisotop muß dabei einerseits eine Gammastrahlung brauchbarer Energie (zwischen 0,02 und 1 MeV) emittieren, andererseits darf seine Inkorporation nicht zu einer unzumutbaren hohen Strahlenbelastung des Patienten führen.

Eine direkte Aufzeichnung des Strahlenreliefs, etwa auf einem Röntgenfilm, ist wegen der geringen Intensität der Gamma-Strahlung bei den verwendbaren Aktivitäten nicht möglich. Der Nachweis der Strahlung erfolgt deshalb mit hochempfindlichen Detektoren, fast ausschließlich Scintillationszählern.

Schwärzungsunterschiede im Ergebnis der Scintigraphie - dem Scintigramm - sind im wesentlichen durch Dicken- und Konzentrationsunterschiede in der Strahlenquelle, also dem untersuchten Organ oder der speichernden Körperregion bedingt. Allerdings kann auch die Absorption der Strahlung in überlagernden Gewebeschichten, insbesondere bei der Verwendung energiearmer Gammastrahler, das Scintigramm beeinflussen.

Grundsätzlich kann die Scintigraphie heute mit zwei verschiedenen Methoden vorgenommen werden. Die eine benutzt Detektoren, deren Gesichtsfeld durch Kollimatoren so stark eingeengt ist, daß sie Strahlung nur aus einem sehr kleinen Bereich empfangen können, und die automatisch das zu untersuchende Gebiet abtasten. Dieses Verfahren arbeitet also mit bewegtem Detektor; die andere Methode benutzt großflächige, hochempfindliche Nachweisgeräte, die das interessierende Gebiet auf einmal erfassen, arbeitet also mit feststehendem Detektor. Diese Arbeit befaßt sich mit der erstgenannten Methode.

Jedes Scintigraphiegerät setzt sich im Prinzip aus drei Teilen zusammen (Mallard 1966):

1.) einem Scintillationszähler von möglichst großer Empfindlichkeit und einem Kollimator, durch den die Abbildung erfolgt;

2.) einem Datenübertragungssystem, das für die Übertragung der gewonnenen Information und der Koordinaten des Meßortes sorgt;

3.) einer Datenverarbeitung und -wiedergabe.

Ein Scintigraphiesystem stellt daher letztlich eine Informationsübertragungsanlage dar, in dem jede Stufe einen Verlust an Informationen mit sich bringen kann (Brownell, 1958).

Da bei der Scintigraphie mit bewegten Detektoren (Scintillationszählern) der Detektor das zu untersuchende Gebiet automatisch abtastet, wird die Methode auch als Scanningtechnik bezeichnet (in der angelsächsischen Literatur auch "rectilinear Scanning" genannt).
Die automatischen Scintigraphen heißen daher auch Scanner.

Für die analoge Direktregistrierung werden zwei voneinander unabhängige Systeme gleichzeitig verwendet. Das eine arbeitet mit einem Drucker, der einen Farbausdruck liefert, das andere bedient sich der photographischen Registrierung auf einem Röntgenfilm. Bei der Wiedergabe auf Papier ist die Zahl der Striche und die Farbe proportional zu der gemessenen Impulsrate, bei der Photoregistrierung neben der Zahl der Schwärzungspunkte die Schwärzung des einzelnen Punktes.

Das Scanning erfolgt durch zeilenförmige, kontinuierliche Abtastbewegung des Scintillationszählers in einer tangentialen Ebene zur Körperoberfläche.

Problemstellung

Im Bereich der Gammastrahlung ist eine Abbildung durch optisch brechende Systeme nicht möglich, da der Brechungsindex für alle Stoffe annähernd gleich eins ist. Bei der Scintigraphie muß wegen der Ausdehnung der Strahlenquelle daher die Strahlung durch Kollimatoren ausgeblendet werden.
Die Kollimation der Gammastrahlung, die den Detektor des Scintigraphen treffen soll, ist ein entscheidentes Problem der Scintigraphie.

1.) Zwei gegenläufige Forderungen müssen dabei berücksichtigt werden; zum einen soll die Nachweisempfindlichkeit für die Gammastrahlung möglichst hoch sein, zum anderen muß eine möglichst saubere Kollimation, d.h. Ausblendung der Strahlung gefordert werden. Diese bestimmt das Auflösungsvermögen des Scintigraphen. Jede Ausblendung der Gammastrahlung bedeutet jedoch eine Herabsetzung der Nachweisempfindlichkeit. Für praktische Zwecke muß der jeweils geeignete Kompromiß durch die Auswahl des günstigsten Kollimators gefunden werden.

2.) Bei der Inkorporation einer radioaktiven Substanz liegt auch im günstigsten Falle nicht eine hundertprozentige selektive Anreicherung des Radioisotops in einem bestimmten Organ vor; Nachbarorgane, umgebendes Gewebe und das Blut enthalten ebenfalls Radioaktivität, die je nach Ausblendung die Güte, d.h. die Aussagekraft des Scintigramms beeinträchtigen.

Die heute verwendeten Vielkanalkollimatoren haben durch ihre konischen Bohrungen fokussierende Eigenschaften. Dadurch liegt in einem bestimmten Abstand zur Kollimatoroberfläche, dem Fokusabstand, das Maximum der Empfindlichkeit. Von diesem Punkt, bzw. dieser Ebene bei bewegtem Kollimator werden also 100 % Impulse vom Detektor empfangen; in weiteren oder hinteren Abständen dementsprechend 90 %, 80 % etc. Das Auflösungsvermögen ist im Fokusabstand gleichzeitig am besten. Impulsraten unter 70 % können am Scintigraphiegerät ausgeblendet werden.

3.) Nach dem bisher Gesagten wird ein Kollimator durch seine Nachweisempfindlichkeit, dem Auflösungsvermögen und dem Fokusabstand charakterisiert. Diese Kriterien sind nur dann berechenbare geometrische Größen, wenn keine Strahlung die Septen zwischen den Bohrungen oder die Abschirmung durchsetzt, und die Streustrahlung sowie die statistische Streuung der Strahlenemission nicht berücksichtigt werden.
Diese Voraussetzungen lassen sich in der Praxis nie verwirklichen.

4.) Die geometrischen Eigenschaften eines Kollimators verändern sich ebenfalls, wenn sich über der Strahlungsquelle ein absorbierendes Medium befindet. Diese Situation ist besonders bei tiefer liegenden Organen immer gegeben.

Mit dieser experimentellen Arbeit wurden deshalb die tatsächlichen geometrischen Eigenschaften verschiedener Kollimatoren bestimmt, die im medizinischen Strahleninstitut zur Organscintigraphie verwendet werden.

Die Messungen wurden jeweils mit den Radioisotopen ^{197}Hg, ^{131}J, ^{99m}Tc, ^{85}Sr durchgeführt.

Um den Einfluß der Absorption darzulegen, wurde auch mit in Wasser befindlicher Strahlungsquelle gemessen.

Die Meßergebnisse wurden dann für die Scintigraphie der Organe Hirn, Leber und Lunge dargestellt.

II. Physikalisch mathematische Grundlagen der Kollimation bei gammastrahlenden Quellen

Die Empfindlichkeit und die Auflösung einer Kollimator-Detektor-Einheit werden beeinflußt von (Mallard 1966):

a) der Nachweisempfindlichkeit des Detektors (Kristalldimension)

b) der Kollimatorkonstruktion, d.h. Material und geometrische Eigenschaften (Wirkungsgrad)

c) der Abschirmung des Detektors

d) Streueffekten in Quelle und Kollimator

e) Einstellung des verwendeten Impulshöhenanalysators

Die Empfindlichkeit bestimmt die am Ausgang des Detektors noch vorhandene Impulsrate. Für diese ergibt sich folgende mathematische Beziehung:

$$C = \rho \cdot G \eta \qquad \text{(Imp/sec)}$$

mit

C = Impulsrate am Ausgang des kollimierten Detektors

G = geometrischer Wirkungsgrad des Kollimators

η = Wirkungsgrad des Detektors

ρ = Quellenstärke der Aktivität (Zerfälle/sec)

Der Wirkungsgrad eines Kollimators ist der Bruchteil der Gammastrahlen, die von einer Aktivitätsverteilung emittiert werden und durch den Kollimator den Scintillationskristall erreichen.
Dieser ist bei Vielkanalkollimatoren, deren Bohrungen fokussiert und konisch sind, besser als bei Kollimatoren mit einer zylindrischen Bohrung, und zwar um den Faktor der Anzahl der Bohrungen. Dies geht aus den Arbeiten von Beck (1964) sowie Courtial und Gandy (1964) hervor.

Man kann die Empfindlichkeit für verschiedene Formen von radioaktiven Quellen betrachten. Es sind dies Punkt-, Linien-, Flächen- und Volumenquellen.

Die Empfindlichkeit für eine flächenhafte homogene Aktivitätsverteilung, die sich parallel zur Kollimatoroberfläche befindet, ist insofern von besonderem Interesse, als diese Größe von der Entfernung zwischen Detektor und Quelle unabhängig ist, wenn die Fläche größer als der Sichtbereich des Kollimators ist (Mayneord, 1950).

Analog dazu kann man auch zu einer Empfindlichkeit für eine räumliche Aktivitätsverteilung kommen, die in der Praxis ja immer vorliegt. Sie läßt sich, wenn sie homogen ist und einen einheitlichen Absorptionskoeffizienten besitzt, immer auf eine flächenhafte Verteilung zurückführen. Dabei denkt man sich das Volumen in einzelne Flächen zerlegt.
Eine Volumenquelle ist daher einer Flächenquelle der Dicke h' äquivalent.

Geometrische Auflösung (Schärfe)

Das Auflösungsvermögen eines Scintigraphiegerätes ist die Fähigkeit, feine Strukturen einer Verteilung eines radioaktiven Stoffes möglichst exakt wiederzugeben. Das Hauptproblem liegt dabei in der statistischen Schwankung des radioaktiven Zerfalls. Sie bewirkt, daß das Auflösungsvermögen von der absoluten Höhe der Aktivitäten und der Empfindlichkeit der Meßanordnung abhängt. Des weiteren spielen Fragen der Datenübertragung und Wiedergabe eine Rolle.

Mißt man ein radioaktives Präparat konstanter Aktivität unter unveränderten Bedingungen mehrfach hintereinander, so findet man, daß die Meßwerte im Sinne einer Häufigkeitsverteilung um einen Mittelwert streuen.

Es ergibt sich zu

$$\bar{m} = \frac{m_1 + m_2 + m_3 + \ldots\ldots + m_n}{n}$$

Die Beträge der einzelnen Abweichungen

$$/\Delta\ m\ / = /\ m - \bar{m}\ /$$

liegen statistisch um einen sog. mittleren Fehler verteilt.

Für große Zahlen gilt die Gauss-Wahrscheinlichkeitsverteilung

$$W(m) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}}\ e^{-\frac{(m-\bar{m})^2}{2\sigma^2}}$$

Für kleine Meßwerte m ist die Ausgangsverteilung nicht mehr symmetrisch um $\bar{m}$. Hier gilt für eine zufällige Verteilung die sog. Poisson-Wahrscheinlichkeitsverteilung

$$W(m) = \frac{(\bar{m})^m}{m!} \cdot e^{-\bar{m}}$$

Für beide ergibt sich der mittlere Fehler der Einzelmessung näherungsweise zu

$$\tau \approx \sqrt{m}$$

der mittlere Fehler des Mittelwertes ist dann

$$\bar{\tau} = \frac{\sqrt{m}}{\sqrt{n}}$$

und der relative mittlere Fehler des Mittelwertes

$$\frac{\bar{\tau}}{m} \Rightarrow \frac{1}{\sqrt{n\,m}}$$

Die Genauigkeit einer Messung eines radioaktiven Präparates nimmt daher umgekehrt proportional zur Wurzel der Gesamtzahl der gemessenen Impulse zu.
Je größer also die Empfindlichkeit des kollimierten Detektors und die Anzahl der γ-Quanten aus der Strahlenquelle sind, um so weniger macht sich die statistische Schwankung bemerkbar.

Das Auflösungsvermögen ist aber noch von einer anderen wichtigen Größe abhängig, nämlich von der geometrischen Auflösung = Schärfe. Diese beiden Begriffe müssen streng getrennt sein.

Die Definition der geometrischen Auflösung oder Schärfe bedient sich einer Auflösungsstrecke d, die durch den Abstand zweier radioaktiv-strahlender Quellen gegeben ist, von dem ab die beiden Quellen im Szintigramm getrennt erscheinen.

Ein Gewinn an Schärfe, also eine Verkürzung der Strecke d ist wie im Folgenden gezeigt wird, immer mit einem Verlust an Empfindlichkeit verbunden, d.h. nach dem oben Gesagten mit einem vermehrten Einfluß der statistischen Streuung.

Experimentell läßt sich die Auflösungsstrecke bestimmen, indem man zwei Punktquellen in verschiedenen Abständen voneinander anbringt und mit dem kollimierten Detektor im Fokusabstand über sie hinwegfährt, wobei die Kollimatorachse immer in der Verbindungslinie der beiden Quellen bleibt, und der Abstand zu dieser Linie konstant gehalten wird. Beim Überfahren einer einzelnen Punktquelle steigt die Impulsrate im Detektor allmählich an, erreicht ihr Maximum in der Kollimatorachse und fällt dann ebenso wieder ab. Man erhält so die Punktquellenfunktion für konstante Entfernung zum Kollimator.

Rücken beide Quellen einander näher, so beginnen sich die zugehörigen Funktionen zu überlappen, bis sie völlig verschmelzen.

Die Erfahrung zeigt, daß eine Trennung beider Quellen nur dann möglich ist, wenn sich die Funktionen höchstens bis zur halben Höhe ihrer Maxima überlappen. In diesem Fall ist der Abstand der beiden Quellen gerade gleich der Breite der Funktion in der halben Höhe des Maximums.

Dieser Abstand wird daher als Auflösungsstrecke d definiert (Brownell 1964).

Fährt man im rechten Winkel zu zwei parallelen Linienquellen, so zeigt sich der gleiche Effekt.

In der angelsächsischen Literatur wird die Punktquellenfunktion als point spread function, die Linienquellenfunktion als line spread function bezeichnet. Die Auflösungsstrecke = Halbwertsbreite der Kurven als full width at half maximum (FWHM).

Aus dieser Funktion läßt sich klar ersehen, daß eine Zunahme der Schärfe, d.h. Abnahme ihrer Halbwertsbreite, soll die Funktionscharakteristik erhalten bleiben, nur über eine Verringerung der maximalen Impulsrate möglich ist, und dies bedeutet Abnahme der Empfindlichkeit des kollimierten Detektorsystems.

Zwischen Empfindlichkeit E und Auflösungsstrecke d besteht die Beziehung

$$E = k\ d^{4} \qquad \text{(Feine, zum Winkel, 69)}$$

woraus ersichtlich ist, daß die Verringerung der Auflösungsstrecke d beispielsweise um den Faktor 2 einem Empfindlichkeitsverlust um den Faktor 16 einhergeht.

III. Versuchsanordnung

Die Messung der Linienquellenfunktion in Abhängigkeit von der Entfernung und unter Benützung eines absorbierenden Mediums, das annähernd gleich den absorbierenden Gewebeschichten ist, liefert ein gutes Bild der Kollimatoreigenschaften. Dieses Verfahren ist von Hine (1967) für den Kollimatorvergleich entwickelt worden. Zur Darstellung wird das Isoimpulslinienbild eines Kollimators herangezogen.

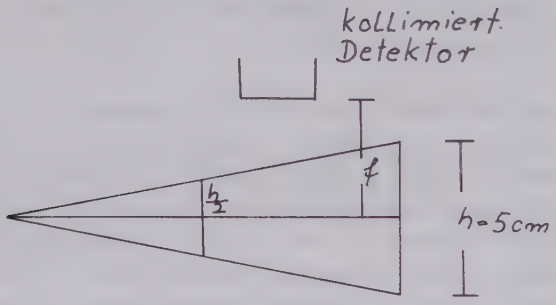
Die Untersuchung der Funktionen für energetisch verschiedene Radionuklide und verschiedene Kollimatoren liefert ferner Hinweise auf die Durchdringung von Abschirmung und Septen durch die Gammastrahlung.

Die bei dieser Arbeit von uns verwendete Methode wurde von Hine und Vetter (1965) vorgeschlagen. Wir benutzten danach eine Linienquelle konstanter Aktivitätskonzentration. Verwendung fand dazu eine Glasröhre, die mit einer wässrigen Lösung des jeweiligen Radioisotops gefüllt wurde. Diese wurde unter einem Winkel von 45° zur Horizontalen in einem Plexiglaskasten aufgestellt. Der kollimierte Detektor fährt automatisch zeilenweise senkrecht zur Linienquelle in gleichbleibender Ebene dicht über den Kasten hinweg.

Jede Messung wurde mit leerem und mit wassergefülltem Kasten durchgeführt. So konnte bei sonst gleichen Bedingungen der Einfluß der Absorption dargestellt werden.

Zu der Arbeit wurde der "Picker Magna Scanner 500", Baujahr 1970, mit seinen verschiedenen Kollimatoren benutzt.

Der Picker Scanner liefert Szintigramme 1.) durch Farbdruck und photoelektrisch durch 2.) Farbfotos und 3.) Schwärzung eines Röntgenfilmes. Für die Bestimmung der line spread function haben wir wegen der Möglichkeit der exakten Impulslinienbestimmung den Farbdruck und das Farbfoto herangezogen. Dazu mußte das Gerät geeicht werden, d.h. die ausgedruckten Farben müssen der entsprechenden jeweiligen Impulszahl in Prozenten zugeordnet werden. Wir verwendeten hierzu ein Keilphantom aus Plexiglas, das mit ^{131}J in wässriger Lösung gefüllt wurde. Dadurch bekommt man eine homogene räumliche Aktivitätsverteilung, die einen einheitlichen Absorptionskoeffizienten besitzt (siehe Abbildung).



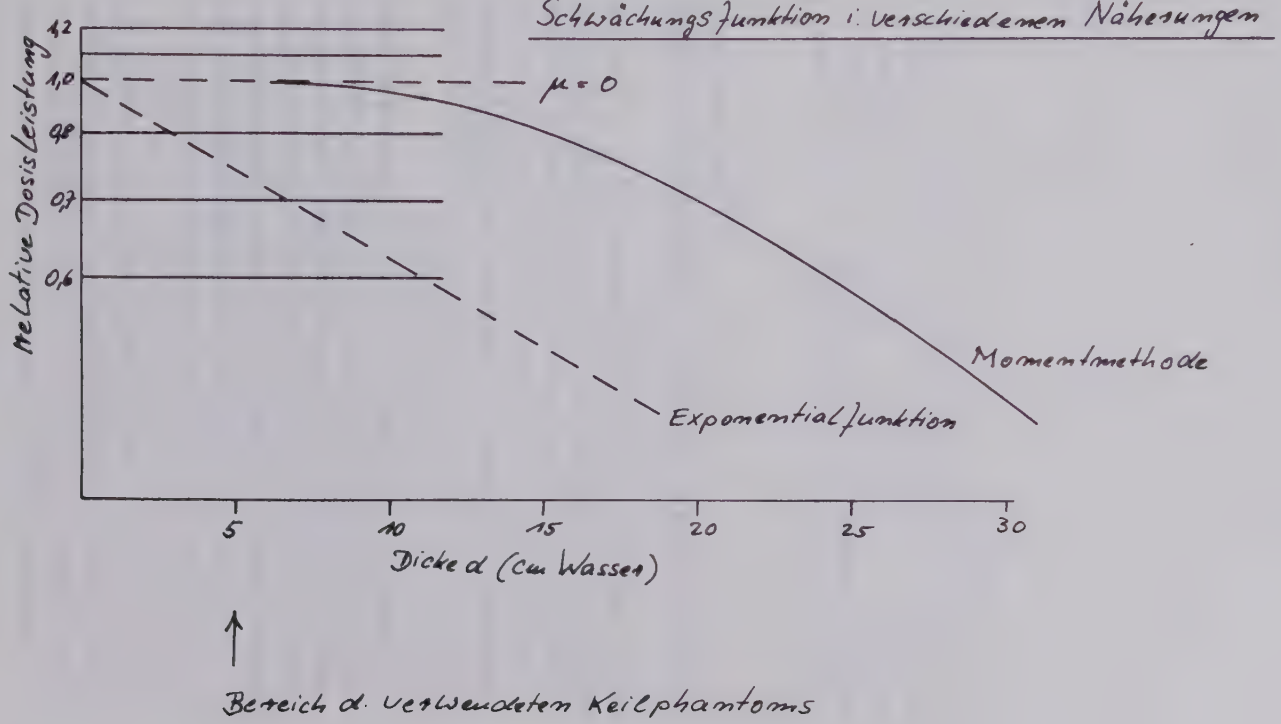
Unter der Voraussetzung, daß die Absorption, oder auch Schwächung genannt, für kurze Abstände vernachlässigt werden kann, ist dann die über der Höhe h gemessene Impulszahl h direkt proportional. Daß dies bei unserer Versuchsanordnung zulässig ist, geht aus folgender Darstellung hervor.

Exakt mathematisch wird die Schwächung durch die Exponentialfunktion $S = e^{-\mu(r)^{\gamma}}$ ausgedrückt, mit μ = linearer Schwächungskoeffizient und r = Wegstrecke im absorbierenden Medium.

Im folgenden Schaubild (Feine, z. Winkel, 69) wird die Schwächungsfunktion dargestellt, wie sie sich nach der Momentmethode (einfachste und meistgebrauchte Darstellungsweise) sowie nach den Näherungen $\mu = 0$ und der Exponentialfunktion darstellt. Daraus ist klar ersichtlich, daß die Vernachlässigung der Schwächung für kurze Abstände (5 - 10 cm) gerechtfertigt ist.

Fährt man also mit dem kollimierten Detektor das Keilphantom zeilenweise senkrecht zu seiner Längsachse ab, und zwar in der Focusebene, die in die Mitte des Keilphantoms gelegt wird, so bekommt man ein Szintigramm mit abgestufter Farbskala (siehe Abbildung), wobei über der Höhe h die Impulsrate als 100 % eingestellt wird.

Die ausgedruckte Farbe über $\frac{3}{4}$ h entspricht dann 75 % Impulsrate, über $\frac{1}{2}$ h 50 % etc.


Schwächungsfunktion i. verschiedenen Näherungen
Relative Dosisleistung
1,2
1,0
0,8
0,7
0,6
μ = 0
Momentmethode
Exponentialfunktion
5
10
15
20
25
30
Dicke d (cm Wasser)
Bereich d. verwendeten Keilphantoms

IV. Meßergebnisse und deren Besprechung

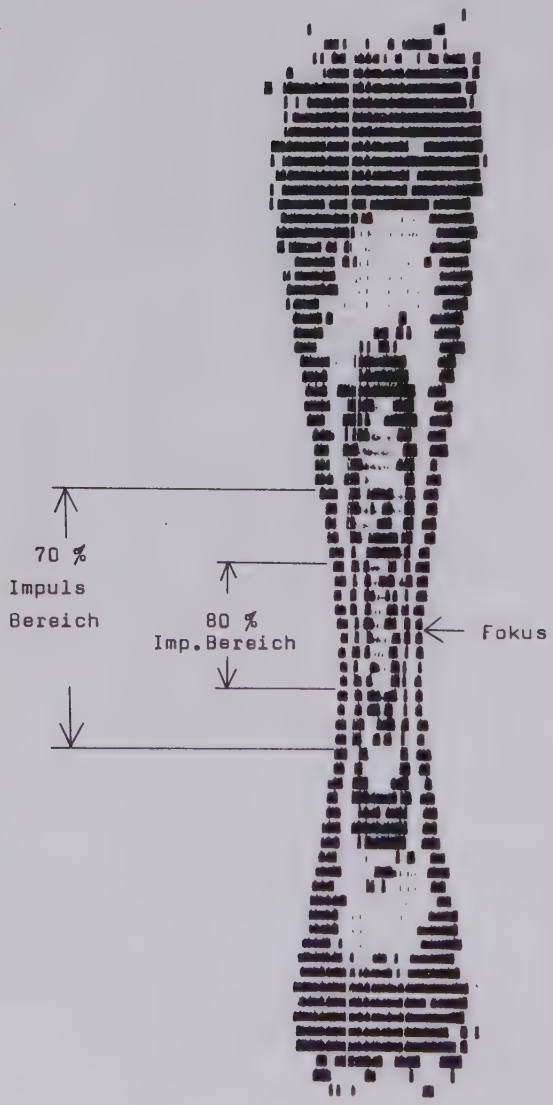
In der folgenden Zusammenstellung sind die Ergebnisse der zur Eichung durchgeführten Messung mit dem Keilphantom dargelegt. Es wurde der Farbdruck und das Farbfoto ausgewertet.

Die Auswertung ergab:

% IMPULSRATE	Farbdruck	Farbfoto
100	rot	rot
95	rot	rot
90	rot	rot
85	rot	braun
80	rot/orange	
75	rot/orange	
70	orange	
65	orange	gelb
6o	orange/gelb	
55	gelb	
50	gelb	
45	gelb/grün	grün
40	grün	
35	grün	
30	grün/blau	
25	blau	blau
20	blau violett	
15	violett	
10	schwarz	violett
5	schwarz	

Die nächste Abbildung zeigt ein Beispiel der durch die beschriebene Versuchsanordnung erzeugten Farbscintigramme in schwarz-weiß.

Scintigramm des Stabphantoms mit dem Kollimator 2 VM, Strahlenquelle ^{197}Hg in Wasser



Die Linienquellenfunktionen der durchgeführten Messungen wurden in dreidimensionaler geometrischer Darstellung nach Hine (1967) gezeichnet (Abbildungen 1 - 27). Aus ihnen ergibt sich übersichtlich und anschaulich die jeweilige Kollimatorcharakteristik.

Es können abgelesen werden

1.) der geometrische Fokusabstand (100 % Impulsrate)

2.) der Abstand der 80 % Isoimpulslinie (soweit es die Auswertung zuläßt, auch niederer Isoimpulslinien)

3.) die Ausdehnung des 80 % Impulsbereiches

4.) die geometrische Auflösungsstrecke d (Schärfe) im Fokus und in der 80 % Isoimpulslinie über und unter dem Fokus.

Messungen mit dem Kollimator 1 VM

Er ist charakterisiert durch große Empfindlichkeit und grobe Auflösung.
Er eignet sich daher für niederenergetische Radionuklide.
Lochzahl 31.

Abbildungen 1 und 2:
Mit ^{131}J in Luft und im Wasser.
Im Wasser verkürzt sich der Abstand des Fokus sowie der 80 % und 70 % Isoimpulslinien beträchtlich. Außerdem nimmt das Auflösungsvermögen im 80 %- und 70 %-Bereich erheblich ab. Die Linienquellenfunktionen sind über und unter dem Fokus gleich. Die Zahlenwerte sind den Abbildungen zu entnehmen.

Abbildung 3:
Mit ^{197}Hg bei der Luftmessung gut auswertbare Ergebnisse.
Bei der Wassermessung wirkt sich die Absorption so stark aus, daß die fokussierenden Eigenschaften des Kollimators völlig verloren gehen und keine Darstellung möglich ist.

Abbildungen 4 und 5:
Mit ^{99m}Tc wieder Verkürzung der Abstände des Fokus und des 80 % Impulsbereiches und Abnahme des Auflösungsvermögens im Wasser. Hier zeigt sich auch, daß die Linienquellenfunktionen im Wasser über und unter dem Focus nicht mehr gleich sind, wobei die Schärfe unterhalb des Focus besser ist als darüber.

Messungen mit dem Kollimator 2 VM

Er hat eine mittlere Empfindlichkeit, eine grobe Auflösung und ist für Radionuklide mittlerer Energie geeignet. Lochzahl 85.

Abbildungen 6 und 7:

Mit ^{131}J Verkürzung des Fokus und des 80 % Abstandes im Wasser. Keine symmetrischen Verhältnisse, wobei Auflösungsvermögen unterhalb des Fokus besser.

Abbildung 8:

Mit ^{197}Hg ist die Messung in Luft exakt auswertbar. Bei der Wassermessung gingen durch die Absorption die fokussierenden Eigenschaften des Kollimators verloren.

Abbildung 9:

Mit ^{99m}Tc exakte Luftmessung; im Wasser ist eine genaue geometrische Auswertung nicht möglich.

Messungen mit dem Kollimator 3 VM

Er hat geringe Empfindlichkeit und eine feine Auflösung. Er ist für größere Energie geeignet.
Lochzahl 163.

Abbildungen 10 und 11:
Mit ^{131}J sind Fokusabstand und Auflösung im Fokus in Luft und im Wasser annähernd gleich. Im 80 % Bereich ist die Auflösung im Wasser schlechter. Die Funktionen sind über und unter dem Fokus symmetrisch.

Abbildung 12:
Mit ^{197}Hg läßt sich die Luftmessung exakt auswerten. Bei der Wassermessung ist eine geometrische Darstellung nicht möglich, da der Kollimator bei der niederen Energie und der Absorption nicht mehr sauber fokussiert.

Abbildungen 13 und 14:
Mit ^{99m}Tc sind Fokusabstand und Auflösung im Fokus annähernd gleich. Dagegen wird im Wasser die Auflösung rasch schlechter. Sie ist hier in Luft bei 60 %, noch sehr viel besser als bei 80 % im Wasser.

Messungen mit dem Kollimator 4 VM

Er hat geringe Empfindlichkeit, die Auflösung ist fein; er ist für große Energie geeignet.
Lochzahl 265.

Abbildungen 15 und 16:

Mit ^{131}J ist der Fokusabstand in Luft und im Wasser gleich; die Auflösung ist im Wasser geringer, sie nimmt hauptsächlich über dem Fokus sehr rasch ab, während in tieferen Schichten der Sichtbereich des Kollimators recht gut bleibt.

Abbildungen 17 und 18:

Mit ^{197}Hg verkürzt sich der Fokusabstand im Wasser und die Auflösung wird beträchtlich geringer. Der 80 % Bereich ist im Wasser nicht mehr exakt geometrisch dargestellt.

Abbildung 19:

Mit ^{99m}Tc ließ sich die Luftmessung gut auswerten, während die Wassermessung keine exakte geometrische Darstellung zuließ. Analog zur ^{197}Bg Messung ist der Fokus stark verkürzt und die Auflösung sehr gering.

Messungen mit dem 4 " Kollimator

Er hat große Empfindlichkeit, die Auflösung ist gering; er ist für große Energie geeignet.
Lochzahl 19.

Abbildungen 2o und 21:

Mit ^{131}J Verkürzung des Fokusabstandes und geringe Verschlechterung der Auflösung im Wasser.
Unterhalb des Fokus bleibt der Sichtbereich des Kollimators im Wasser gut, während darüber die Schärfe schnell geringer wird.

Abbildungen 22 und 23:

Mit ^{99m}Tc wieder Verkürzung des Fokusabstandes im Wasser, jedoch keine Verschlechterung der Auflösung.
Dies gilt nur für den Fokusbereich. Darüber und darunter werden die Aufzeichnungen derart diffus, daß keine geometrische Darstellung möglich ist.

Abbildungen 24 und 25:

Mit ^{85}Sr zeigt sich, daß der Fokusabstand und die Auflösung im Fokus in Wasser sich nur geringfügig verändern.
Jedoch ist schon der 80 % Bereich im Wasser geometrisch nicht mehr darstellbar.

Messungen mit dem Kollimator 3"

Er hat mittlere Empfindlichkeit, die Auflösung ist sehr fein; er ist nur für niedere Energien bis 150 keV geeignet.
Lochzahl 360.

Abbildungen 26 und 27:

Mit ^{99m}Tc bleibt der Fokusabstand im Wasser praktisch gleich, jedoch verschlechtert sich die Auflösung deutlich. Dies gilt besonders für den 80 % Bereich über dem Fokus. Dagegen bleibt die Schärfe in tieferen Schichten bis 80 % gut.

Versuchsmessungen dieses Kollimators mit anderen Radionukliden waren wegen seines eingeschränkten Energiebereiches geometrisch nicht darstellbar.

Die Abbildungen 1 bis 27 zeigen die geometrischen Darstellungen der durchgeführten Messungen.

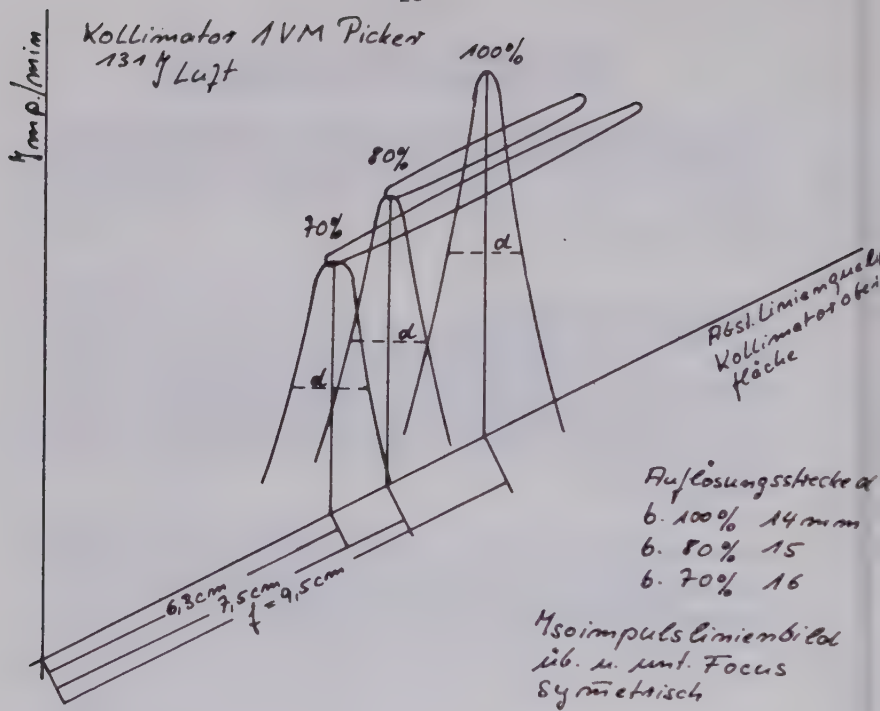

Kollimator 1 VM Picker
131 J Luft
Imp./min
100%
80%
70%
α
α
α
Abst. Linienquelle Kollimatorobe fläche
6,3cm
7,5cm
f = 9,5cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 14 mm
b. 80% 15
b. 70% 16
Isoimpulslinienbild üb. u. unt. Focus symmetrisch

Abb. 1

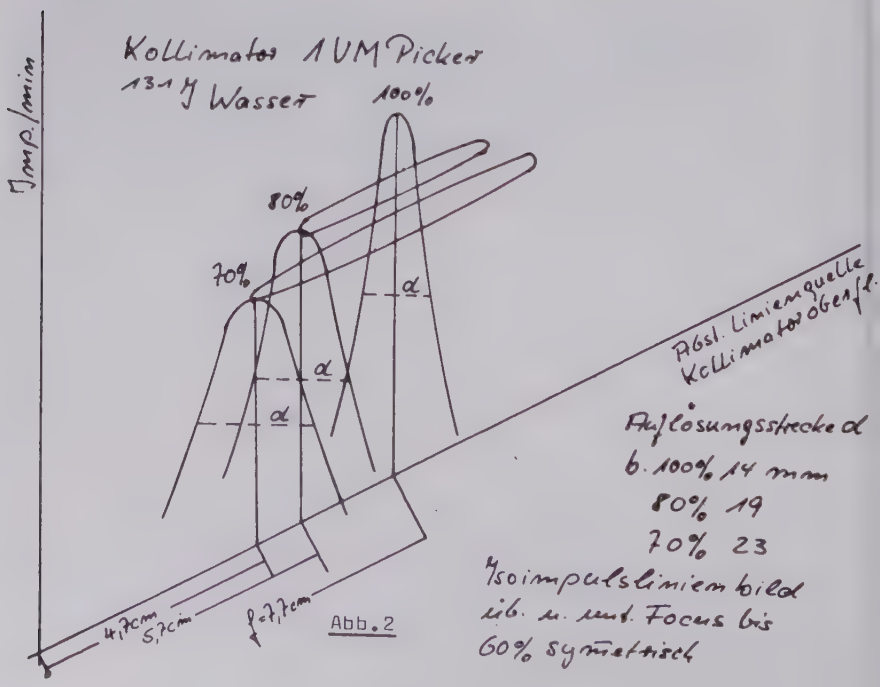
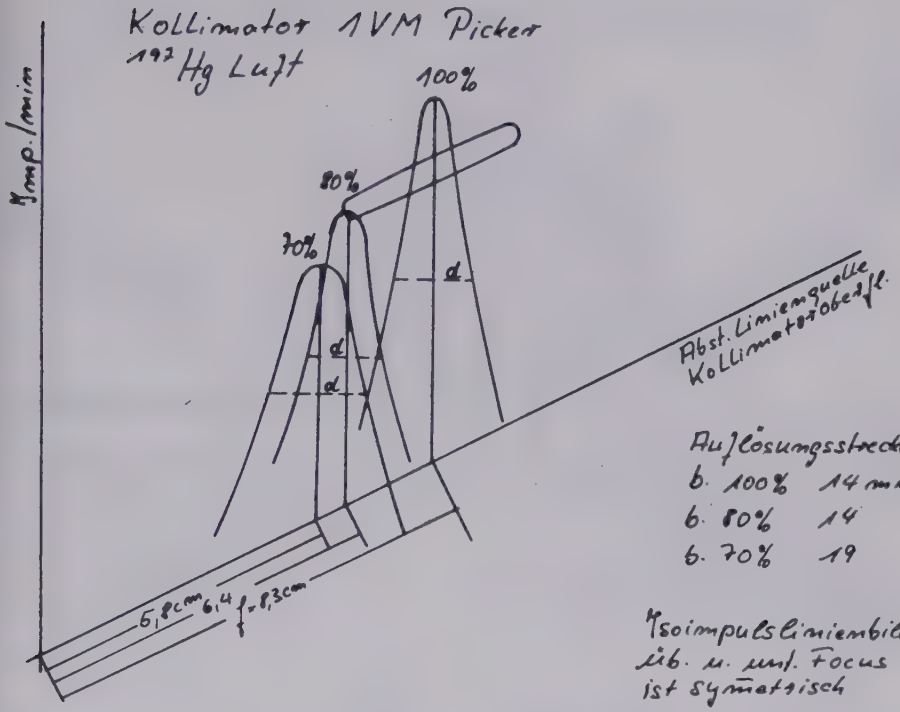

Kollimator 1 VM Picker
131 J Wasser
Imp./min
100%
80%
70%
α
α
α
Abst. Linienquelle Kollimatorobenfl.
4,7cm
5,7cm
f = 7,7cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 14 mm
80% 19
70% 23
Isoimpulsliniembild üb. u. unt. Focus bis 60% symmetrisch

Abb. 2

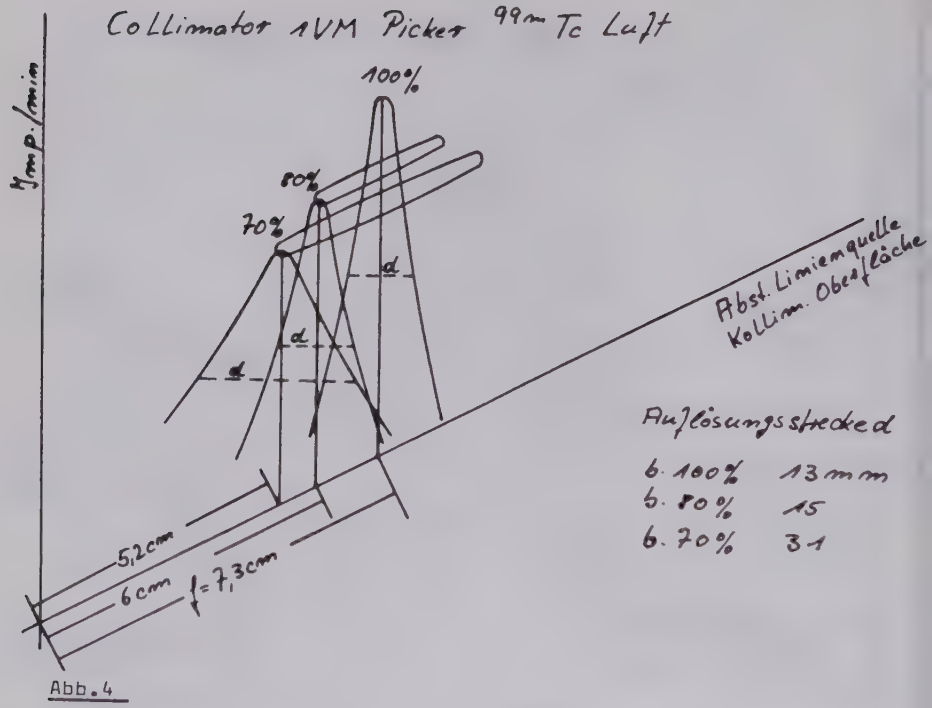


Auflösungsstrecke α

b.	100%	14 mm
b.	80%	14
b.	70%	19

Isoimpulslinienbild üb. u. unt. Focus ist symmetrisch

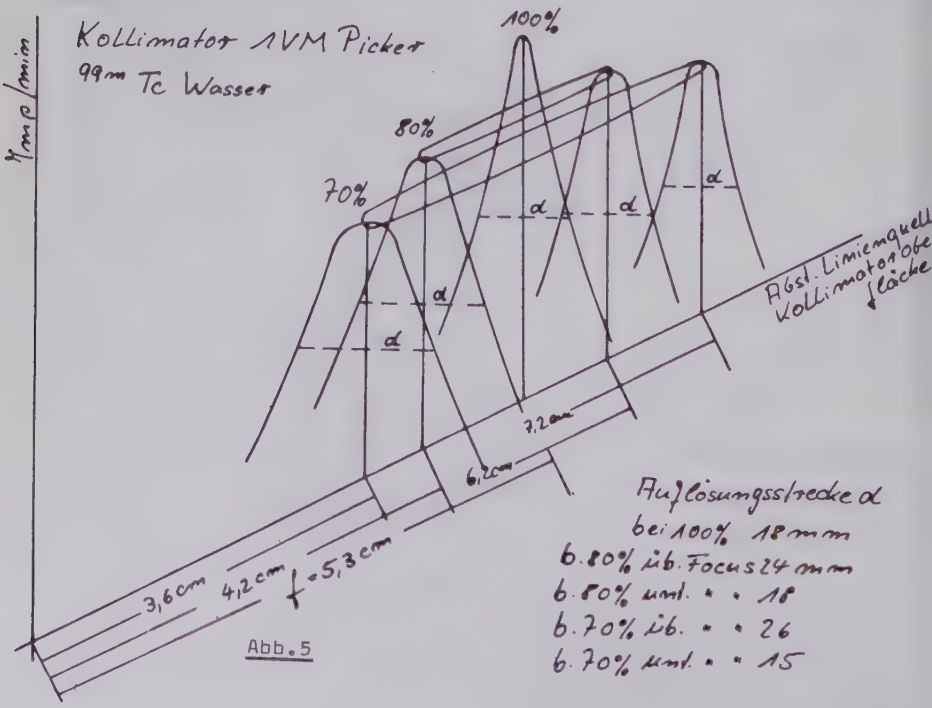
Abb. 3



Auflösungsstrecke α

b. 100%	13 mm
b. 80%	15
b. 70%	31

Abb. 4



Auflösungsstrecke α

bei 100% 18 mm

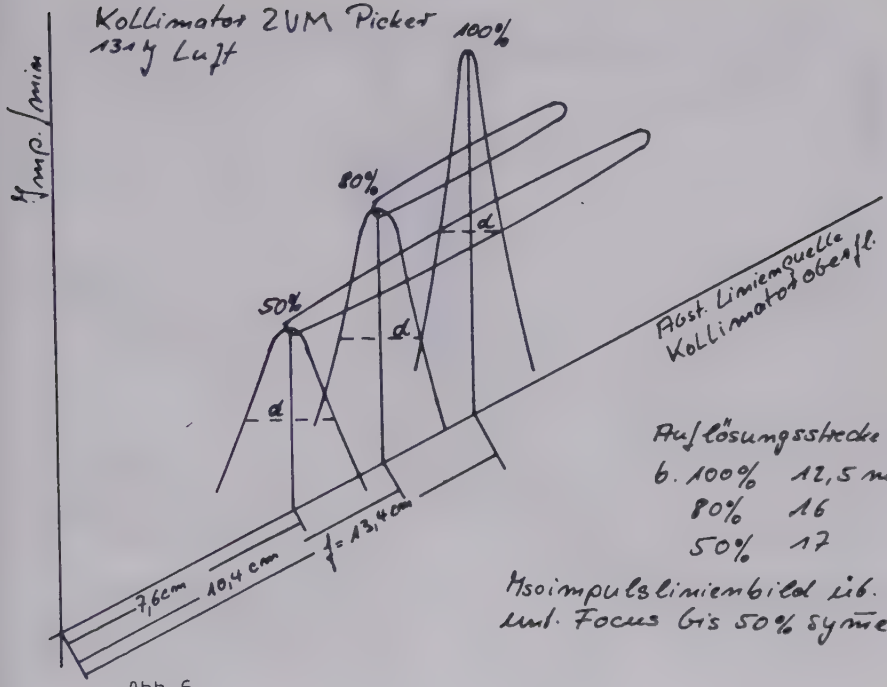
b. 80% üb. Focus 24 mm

b. 80% unt. " " 18

b. 70% üb. " " 26

b. 70% unt. " " 15

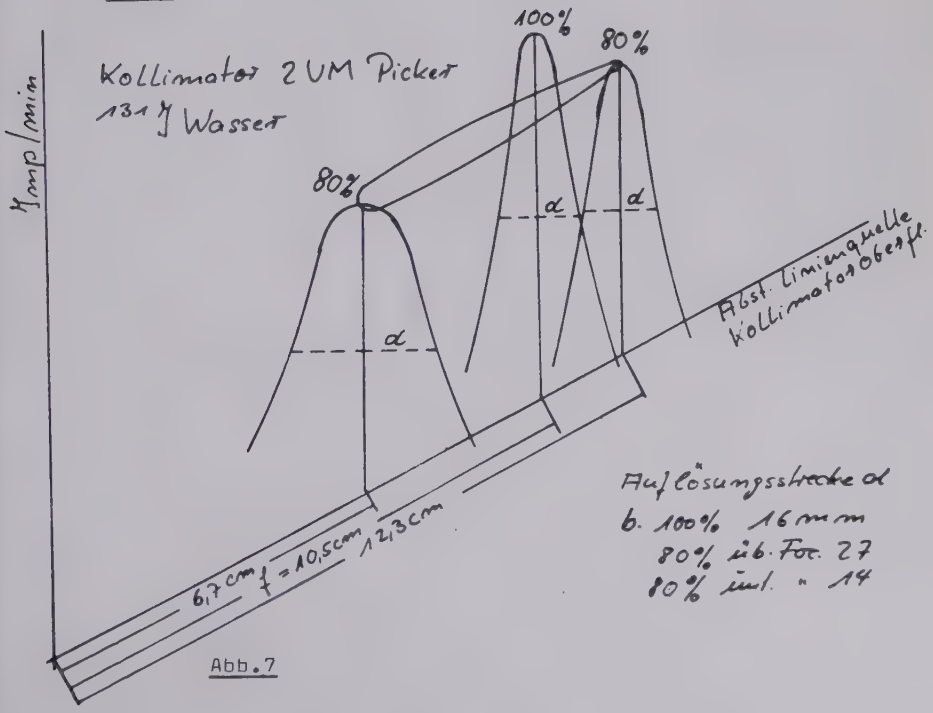
Abb. 5



Auflösungsstrecke α
b. 100% 12,5 mm
80% 16
50% 17

Isoimpulslinienbild üb. u. unt. Focus bis 50% symmetr.

Abb. 6



Auflösungsstrecke α
b. 100% 16 mm
80% üb. Foc. 27
80% unt. " 14

Abb. 7

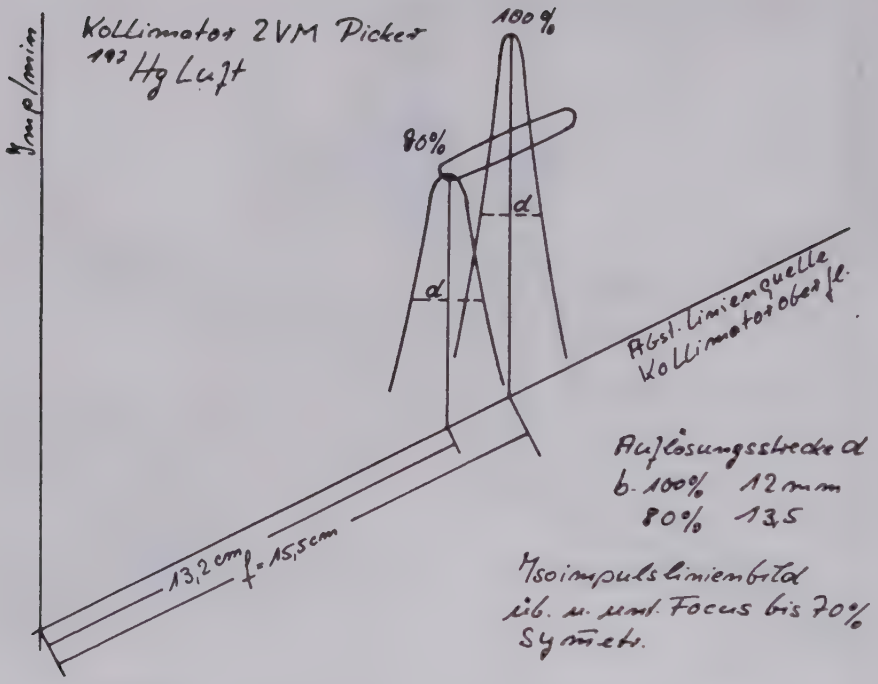
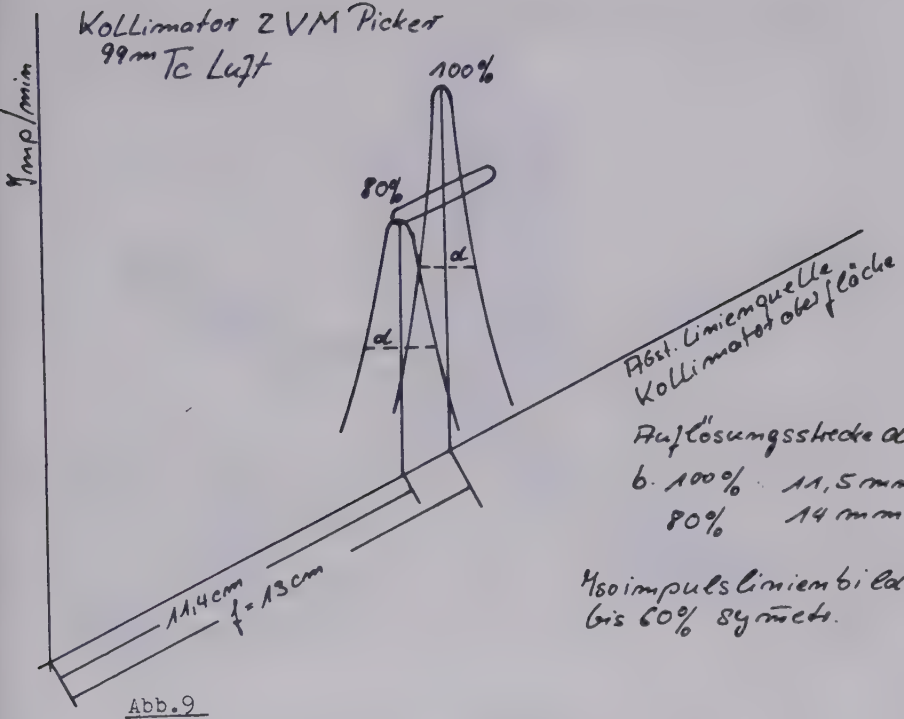

Kollimator 2VM Picker
^{192}Hg Luft
Imp/min
100%
80%
d
d
Abst. Linienquelle
Kollimatoroberfl.
13,2 cm
f = 15,5 cm
Auflösungsstrecke d
b. 100% 12 mm
80% 13,5
Isoimpulslinienbild
lib. u. rund. Focus bis 70%
Symmetr.

Abb. 8



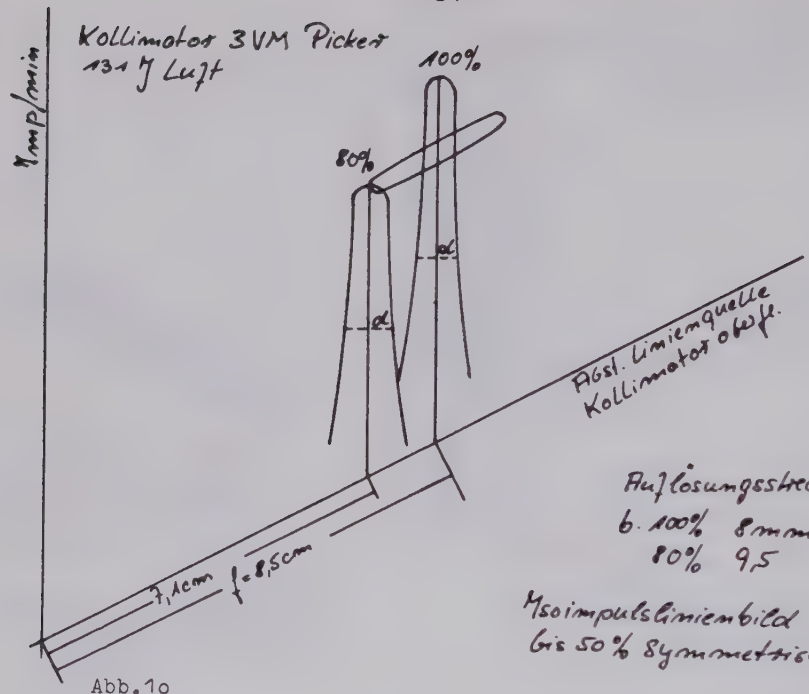
Auflösungsstrecke α

b. 100% 11,5 mm

80% 14 mm

Halbimpulsliniembild
bis 60% symmetr.

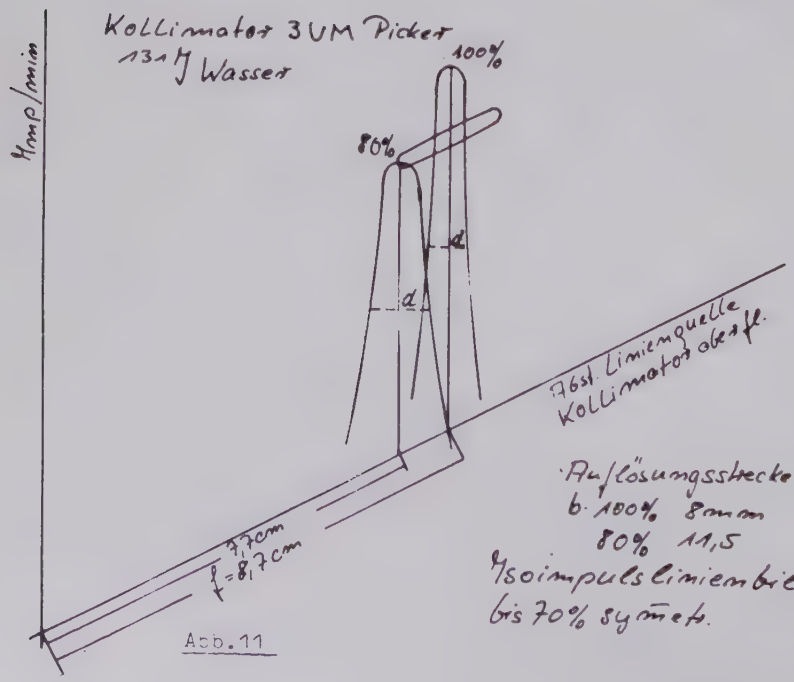
Abb. 9



Auflösungsstrecke d
b. 100% 8mm
80% 9,5

Isoimpulsliniembild
bis 50% symmetrisch

Abb. 10



Auflösungsstrecke d
b. 100% 8mm
80% 11,5

Isoimpulsliniembild
bis 70% symmet.

Abb. 11

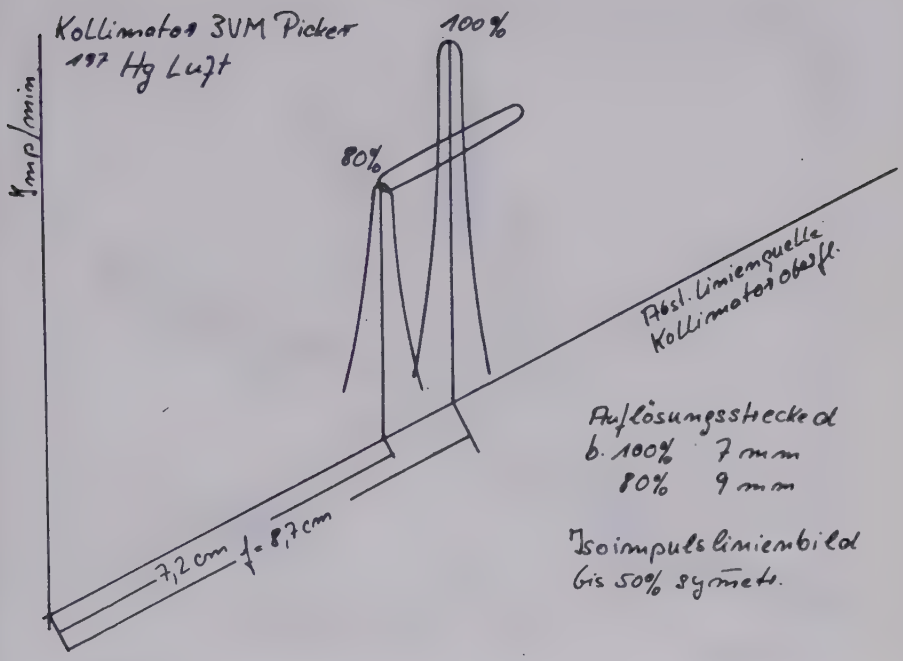

Kollimator 3VM Picker
197 Hg Luft
100%
80%
Imp/min
Abst. Linienquelle
Kollimator Oberfl.
7,2 cm
f = 8,7 cm
Auflösungsschärfe
b. 100% 7 mm
80% 9 mm
Isoimpulslinienbild
bis 50% symmetr.

Abb. 12

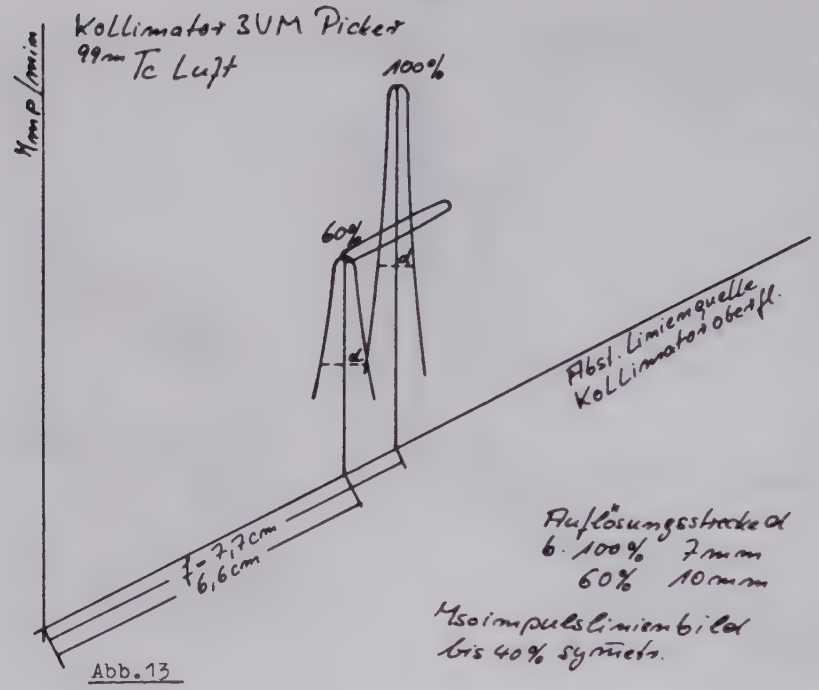

Kollimator 3VM Picker
99m Tc Luft
Kimp/min
100%
60%
α
α
Abst. Linienquelle Kollimatoroberfl.
f = 7,7cm
6,6cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 7mm
60% 10mm
Isoimpulslinienbild bis 40% symmetr.

Abb. 13

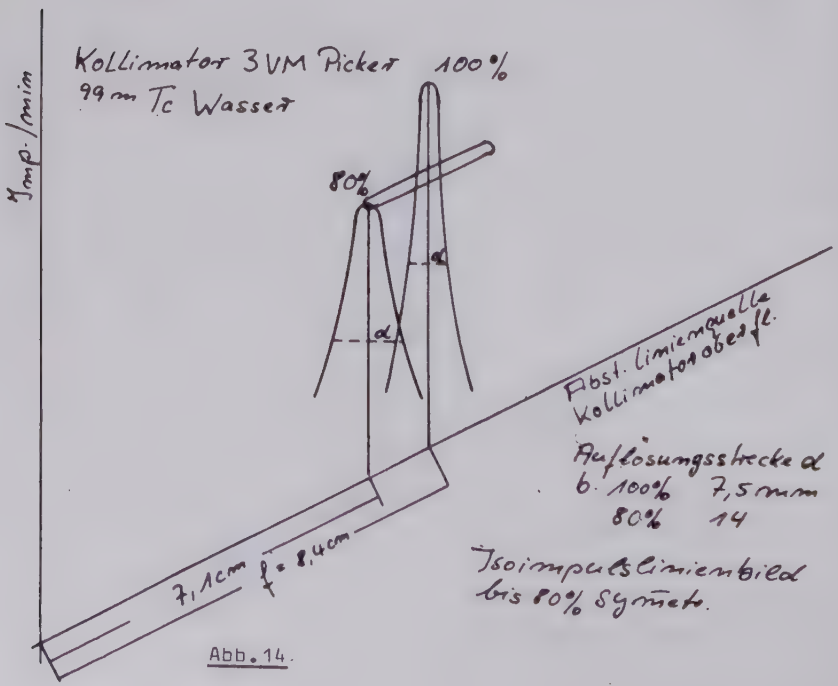
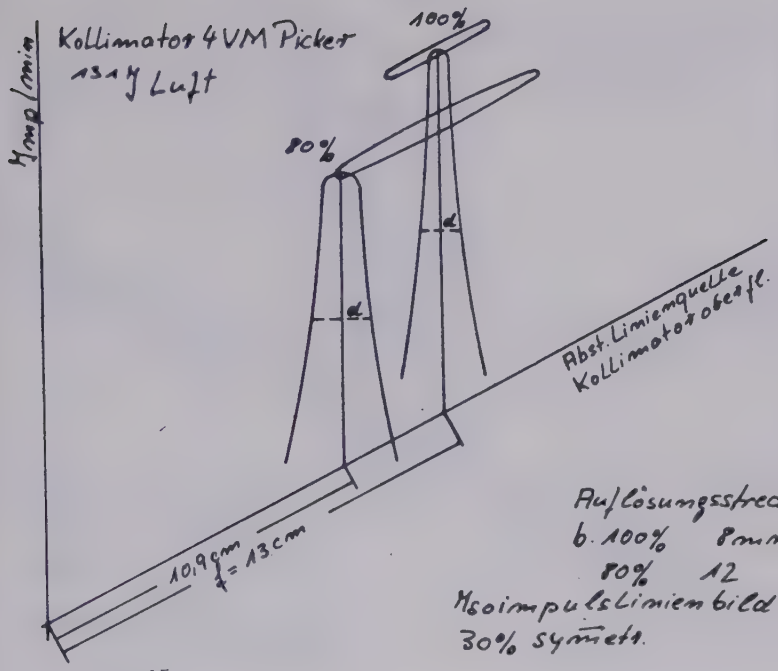
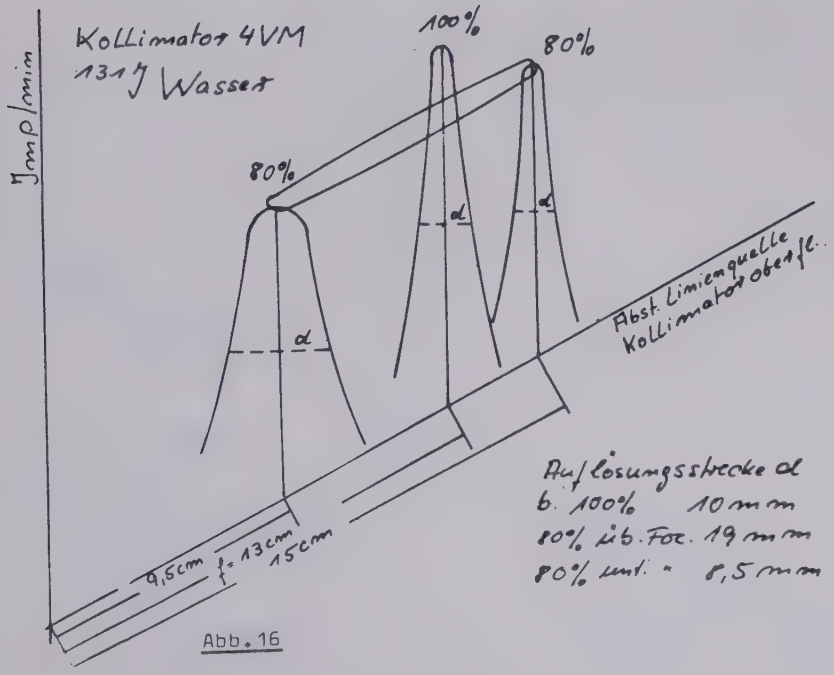

Kollimator 3VM Picker 100%
99m Tc Wasser
Imp./min
80%
α
α
Abst. Linienquelle Kollimatoroberfl.
7,1cm
f = 8,4cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 7,5mm
80% 14
Isoimpulslinienbild bis 80% symmetr.

Abb. 14



Auflösungsstrecke α
b. 100% 8mm
80% 12
Msoimpulslinienbild bis 30% symmetr.

Abb. 15



Auflösungsstrecke α
b. 100% 10mm
80% lib. Foc. 19mm
80% umf. " 8,5mm

Abb. 16

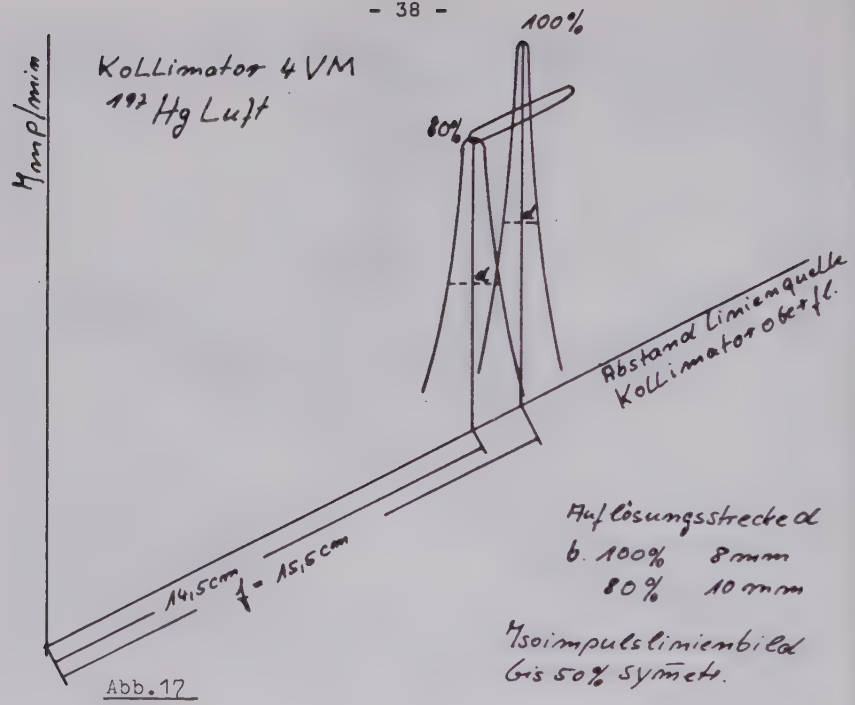

Kollimator 4 VM
197 Hg Luft
Imp/min
100%
80%
α
Abstand Linienquelle Kollimatoroberfl.
14,5cm
15,6cm
Auflösungsstrecke d
b. 100% 8 mm
80% 10 mm
Isoimpulslinienbild bis 50% symetr.

Abb. 17

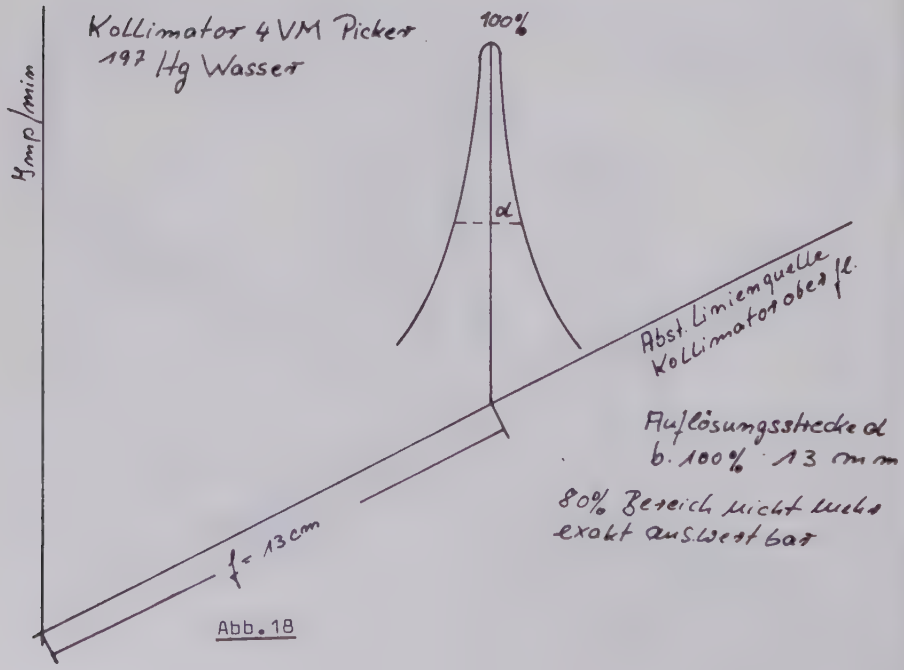

Kollimator 4 VM Picker
197 Hg Wasser
Imp/min
100%
α
Abst. Linienquelle Kollimatoroberfl.
13cm
Auflösungsstrecke d
b. 100% 13 mm
80% Bereich nicht mehr exakt auswertbar

Abb. 18

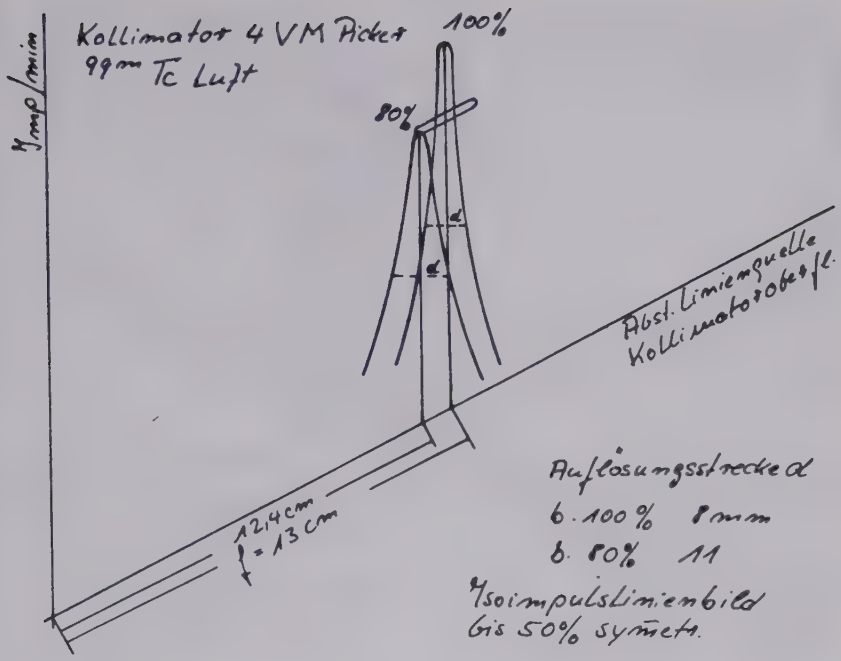

Kollimator 4 VM Picker
99m Tc Luft
100%
80%
Impl/min
Abst. Linienquelle Kollimatoroberfl.
12,4 cm
= 13 cm
Auflösungsstrecke d
b. 100% 8 mm
b. 80% 11
Isoimpulslinienbild bis 50% symetr.

Abb. 19

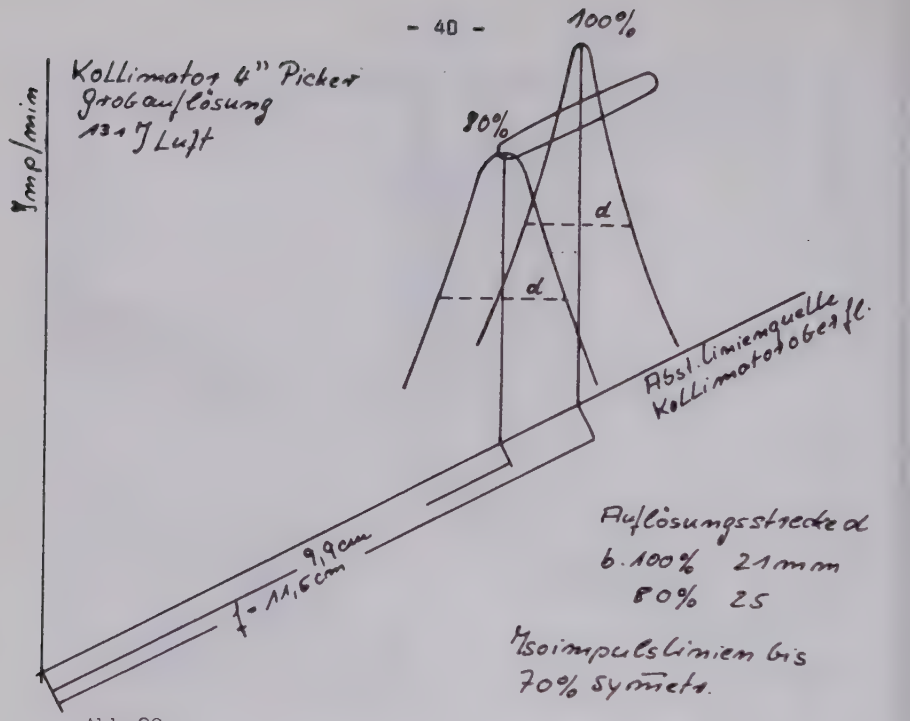

Kollimator 4" Picker
Grobauflösung
131 J Luft
Imp/min
100%
80%
α
α
Abst. Linienquelle
Kollimatorobfl.
9,9cm
f = 11,6cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 21 mm
80% 25
Isoimpulslinien bis
70% symmetr.

Abb. 20

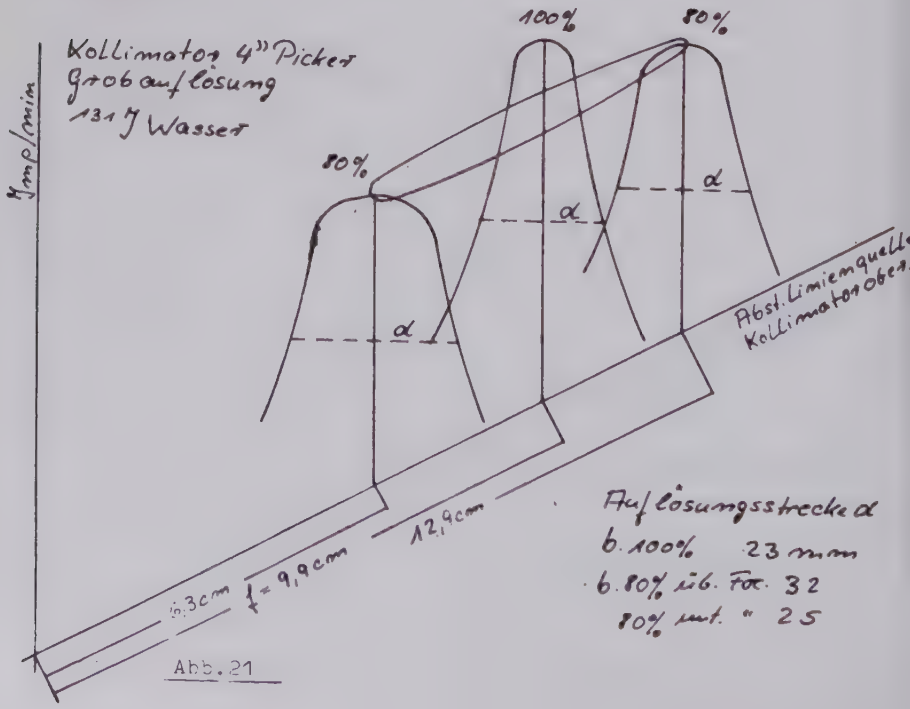
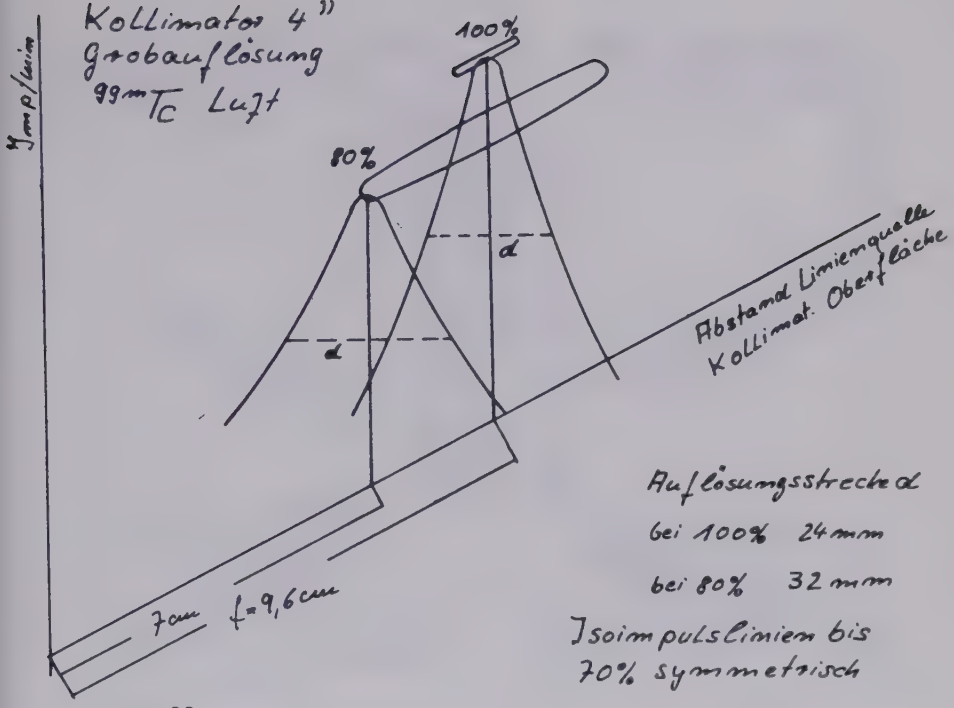

Kollimator 4" Picker
Grobauflösung
131 J Wasser
Imp/min
100%
80%
80%
α
α
α
Abst. Linienquelle
Kollimatorobfl.
5,3cm
f = 9,9cm
12,9cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 23 mm
b. 80% üb. Foc. 32
80% unt. " 25

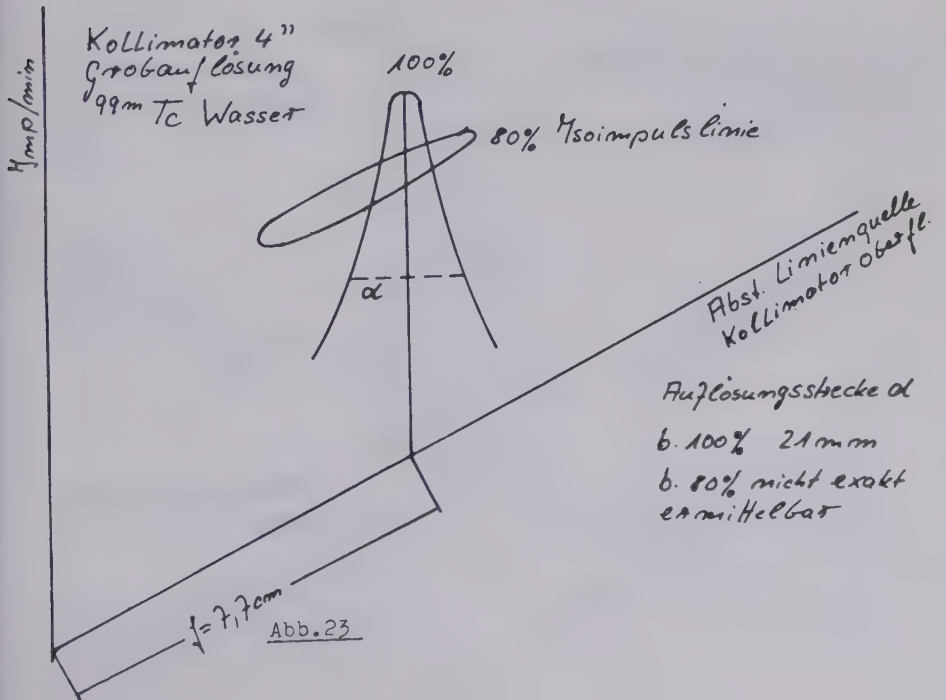
Abb. 21



Auflösungsstrecke α
bei 100% 24mm
bei 80% 32mm

Isoimpulslinien bis
70% symmetrisch

Abb.22



Auflösungsstrecke α
b. 100% 21mm
b. 80% nicht exakt
ermittelbar

Abb.23

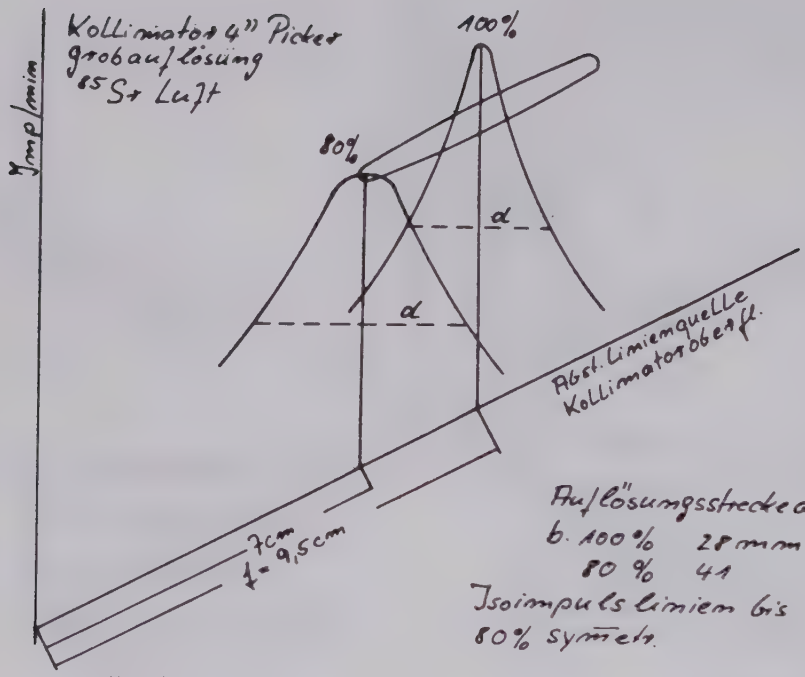

Kollimator 4" Picker
Grobauflösung
85 Sr Luft
Imp/min
100%
80%
α
α
Abst. Liniemquelle
Kollimatoroberfl.
7cm
9,5cm
Auflösungsstrecke α
b. 100% 28 mm
80 % 41
Isoimpulslinien bis
80% symmetr.

Abb.24

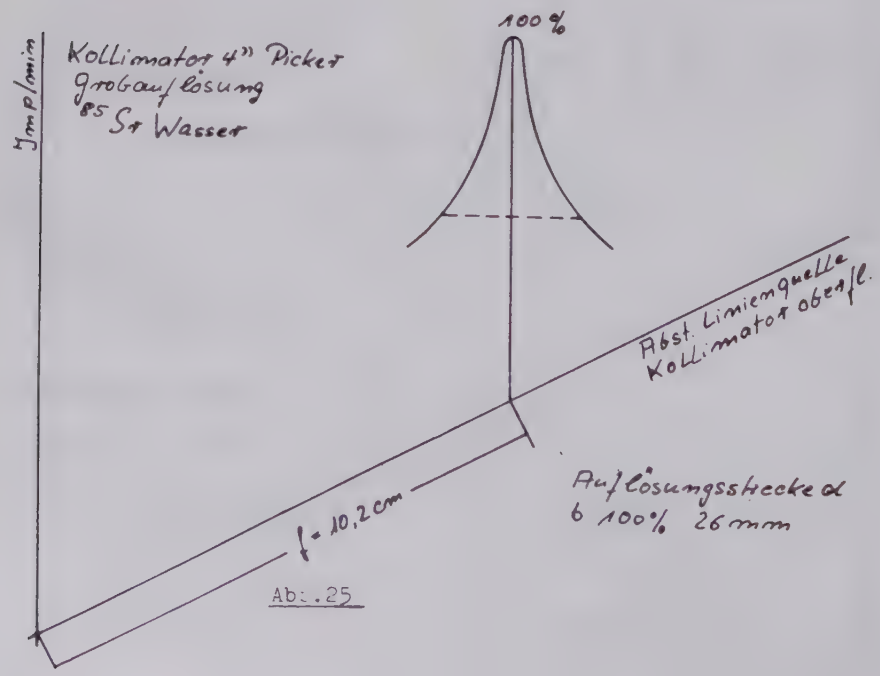
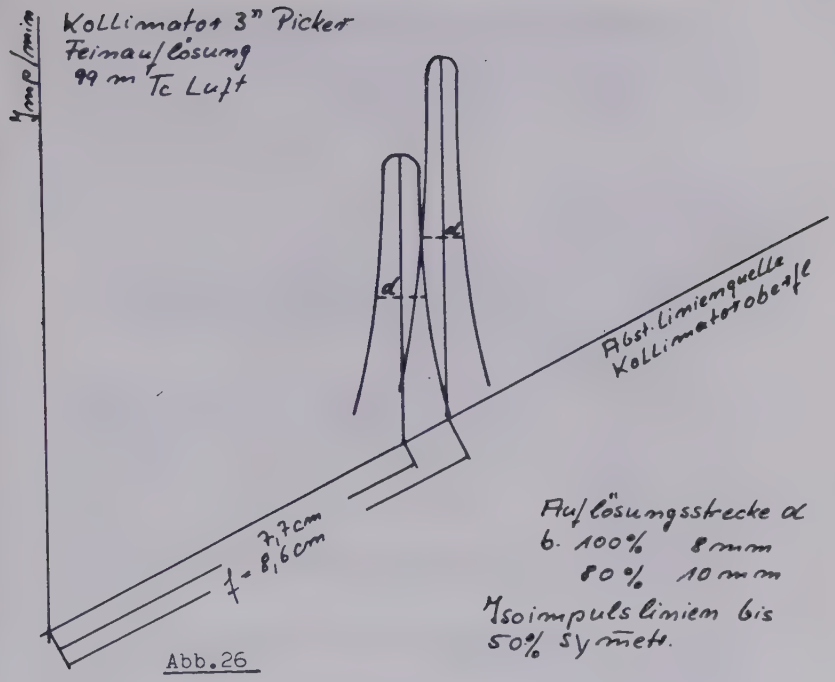
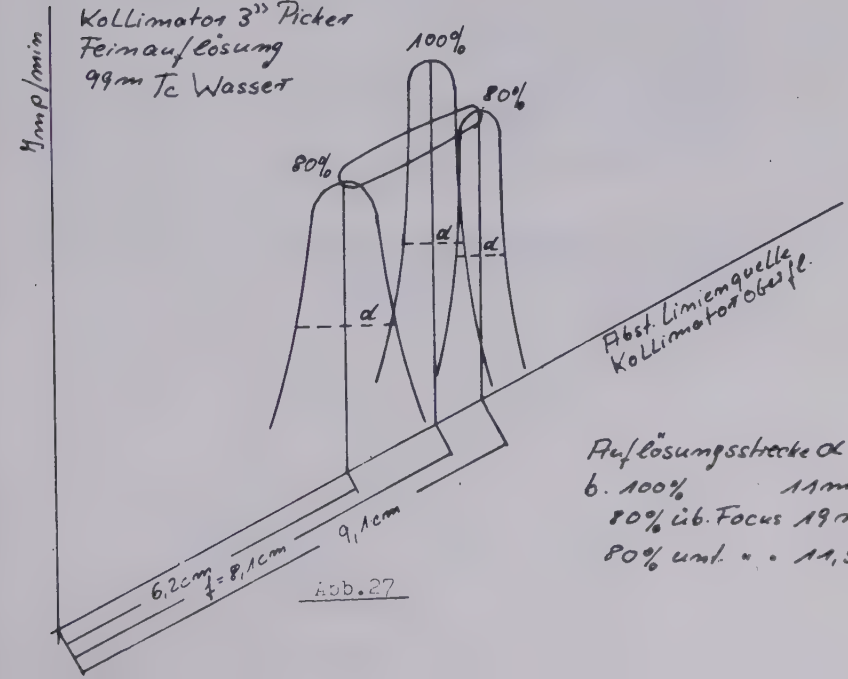

Kollimator 4" Picker
Grobauflösung
85 Sr Wasser
Imp/min
100 %
Abst. Liniemquelle
Kollimatoroberfl.
10,2cm
Auflösungsstrecke α
b 100% 26 mm

Abb.25



Auflösungsstrecke α
b. 100% 8 mm
80% 10 mm
Isoimpulslinien bis
50% symmetr.

Abb. 26



Auflösungsstrecke α
b. 100% 11 mm
80% üb. Focus 19 mm
80% und. " " 11,5 mm

Abb. 27

V. Anwendung der Meßergebnisse auf die Organe Hirn, Leber, Lunge

1.) Hirnscintigraphie

a) mit ^{131}J

Auf Grund der geometrischen Fokuslänge und der maximalen Energie können die Kollimatoren 1 VM oder 3 VM benützt werden.

Die Tabelle A zeigt ihre geometrischen Eigenschaften, welche durch unsere Wassermessungen ermittelt wurden.

Tabelle A

	1 VM	3 VM
geometrische Fokuslänge (cm)	7,7	8,7
geometrische Auflösung im Fokus (mm)	14	8
geometrische Auflösung bei 80 % der maximalen Impulsrate (mm)	19	11,5
Tiefe des 80 % Isoimpulsbereiches (cm)	4	2,8

Der 80 % Sichtbereich des 1 VM ist größer, jedoch ist die Schärfe des 3 VM besser.

In Abbildung 28 wird an einem Hirnquerschnitt der gesamte zu erfassende Scannbereich mit dem 1 VM Kollimator unter Verwendung von ^{131}J dargestellt. Der erfaßte Bereich ist schraffiert. Daraus ist ersichtlich, daß 80 bis 90 % des Gehirns mit dem gut aussagekräftigen 80 % Impulsbereiches erfaßt wurden.
Damit die Zeichnung übersichtlicher ist, wurde nur der 80 % Sichtbereich des Kollimators beim occipitalen Scann doppelt schraffiert eingezeichnet.

Die Körperquerschnitte wurden aus dem Atlas von SHINJI TAKAHASHI mit dem Titel
An Atlas of Axial Transverse Tomography and its Clinical Application
aus dem Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1969
entnommen.

Die Körperquerschnittszeichnungen entsprechen dem Maßstab 1 : 1.

Abb. 28 Hirnquerschnitt

Scann von frontal, occipital und beidseits lateral

Die beim Scan erfaßten Bereiche wurden unter der Voraussetzung eingezeichnet, daß der Kollimator unmittelbar über die Hautoberfläche gleitet.

b) Hirnscintigraphie mit ^{197}Hg

Die Tabelle B zeigt die ermittelten geometrischen Eigenschaften der Kollimatoren 1 VM und 3 VM für ^{197}Hg.

Tabelle B

	1 VM	3 VM
geometrische Fokuslänge (cm)	8,3	8,7
geometrische Auflösung im Fokus (mm)	14	7
geometrische Auflösung bei 80 % der maximalen Impulsrate (mm)	14	9
Tiefe des 80 % Isoimpulsbereiches (cm)	3,7	3

Daraus ist ersichtlich, daß der erfaßte Hirnbereich nur geringfügig geringer ist, das Auflösungsvermögen jedoch noch deutlich besser.

2.) Lungenscintigraphie

a) mit ^{131}J

Wegen der notwendigen großen geometrischen Fokuslänge eignen sich zum dorsalen Lungenscann der 2 VM und der 4 VM Kollimator; zum seitlichen Scann der 1 VM.

Die Tabelle C zeigt die ermittelten geometrischen Eigenschaften des 2 VM und des 4 CM Kollimators mit ^{131}J.
Danach ist der 4 VM Kollimator vorzuziehen.

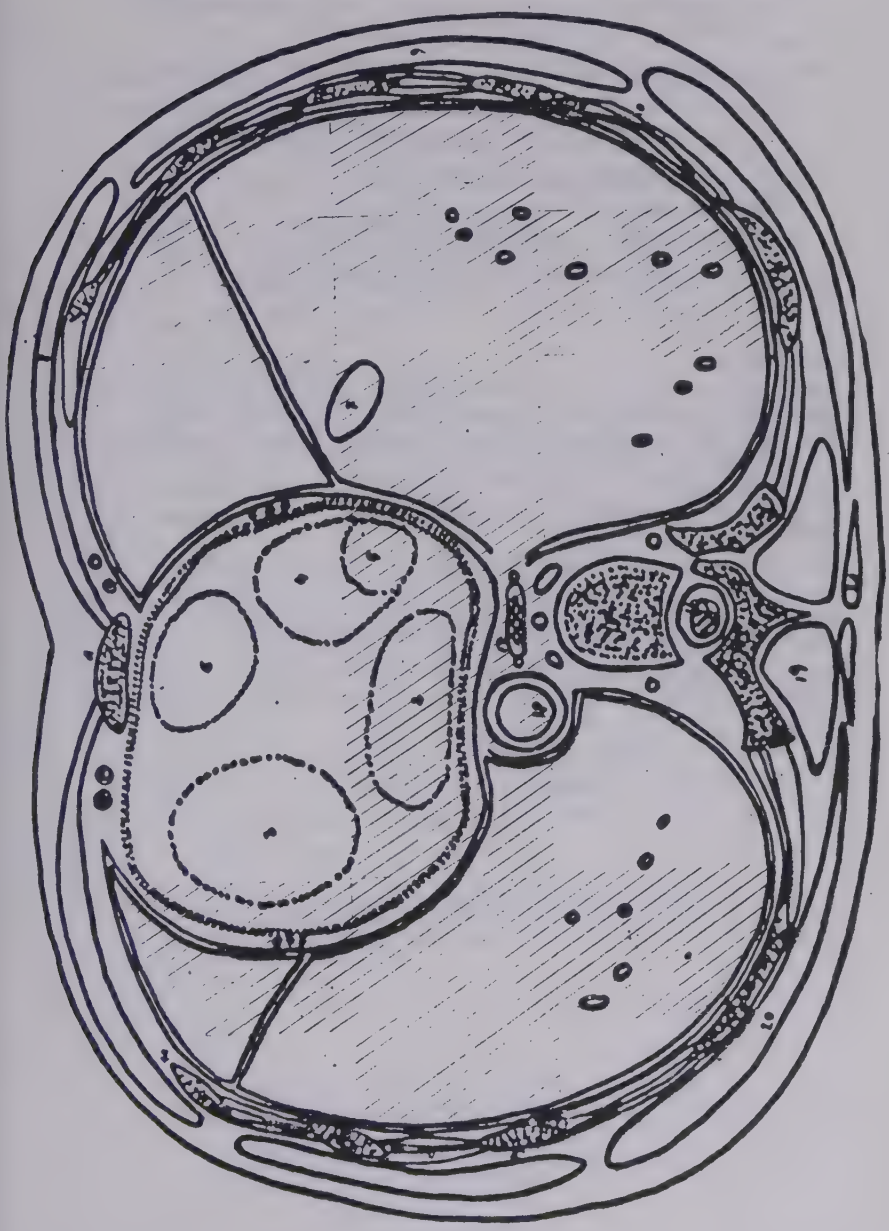
Tabelle C

	2 VM	4 VM
geometrische Fokuslänge (cm)	10,5	13
geometrische Auflösung im Fokus (Schärfe) (mm)	16	10
geometrische Auflösung bei 80 % der maximalen Impulsrate (mm)	27 über Fokus 14 unter Fokus	19 über Fokus 8,5 unter Fokus

Die ermittelten geometrischen Eigenschaften des Kollimators 1 VM für ^{131}J sind der Tabelle A zu entnehmen.

Abbildung 29 zeigt den gesamten durch dorsalen und lateralen Scann erfaßten Bereich der Lunge an einem Thoraxquerschnitt in Höhe des 10. Brustwirbelkörpers unter Verwendung von ^{131}J. Dorsaler Scann mit dem 4 VM, seitlicher Scann mit dem 1 VM Kollimator.
Der erfaßte Bereich ist schraffiert. Er umfaßt ca. 80 % der Lunge.

Abb. 29 Thoraxquerschnitt in Höhe des 7. Brustwirbelkörpers Scann von dorsal und lateral



b) Lungenscintigraphie mit ^{99m}Tc

Die Tabelle D zeigt die ermittelten geometrischen Eigenschaften der Kollimatoren 1 VM, 2 VM und 4 VM mit ^{99m}Tc.
Vergleicht man diese mit den durch ^{131}J ermittelten Werten, so zeigt sich, daß der erfaßte Lungenbereich mit dem 2 VM und 4 VM Kollimator beträchtlich kleiner ist, jedoch die Auflösung mit ^{99m}Tc deutlich feiner wird.
Der Kollimator 1 VM erfaßt mit ^{99m}Tc einen geringeren Bereich und die Auflösung ist etwas gröber.

Tabelle D

	2 VM	4 VM	1 VM
geometrische Fokuslänge (cm)	13	13	5,3
geometrische Auflösung im Fokus (mm)	11,5	8	18
geometrische Auflösung bei 80 % der maximalen Impulsrate (mm)	14	11	18 unter Fokus 24 über Fokus
Tiefe des 80 % Isoimpulsbereiches (cm)	3,2	1,2	2

3.) Leberscintigraphie

a) mit ^{131}J

Für den ventralen Scann eignet sich der 4 VM, für den lateralen Scann der 2 VM am besten. Die geometrischen Eigenschaften sind der Tabelle C zu entnehmen.

Die Abbildung 30 zeigt einen Körperquerschnitt in Höhe des 11. Brustwirbels. Der erfaßte 80 % Bereich des 4 VM Kollimators mit ^{131}J ist schraffiert dargestellt. 70 - 80 % der Leber wurden damit erfaßt.

b) mit ^{99m}Tc

Beim ventralen Scann können mit dem Kollimator 2 VM, dessen geometrische Eigenschaften in Tabelle D aufgeführt sind, die Gallenblase, das Pankreas und die Milz gut mit erfaßt werden.

Die Abbildung 31 zeigt einen Körperquerschnitt in Höhe des I. Lendenwirbelkörpers. Man sieht, daß die Gallenblase, das Pankreas und die Milz recht gut im 80 % Bereich des Kollimators liegen.

Beim lateralen Scann würde man mit dem 3 VM Kollimator am besten die Hauptmasse der Leber erfassen. Dieser Bereich ist ebenfalls in Abbildung 4 dargestellt.

Die geometrischen Eigenschaften des 3 VM Kollimators zeigt die Tabelle E.

Abb. 30 Körperquerschnitt in Höhe des 11. Brustwirbels Scann von ventral und lateral

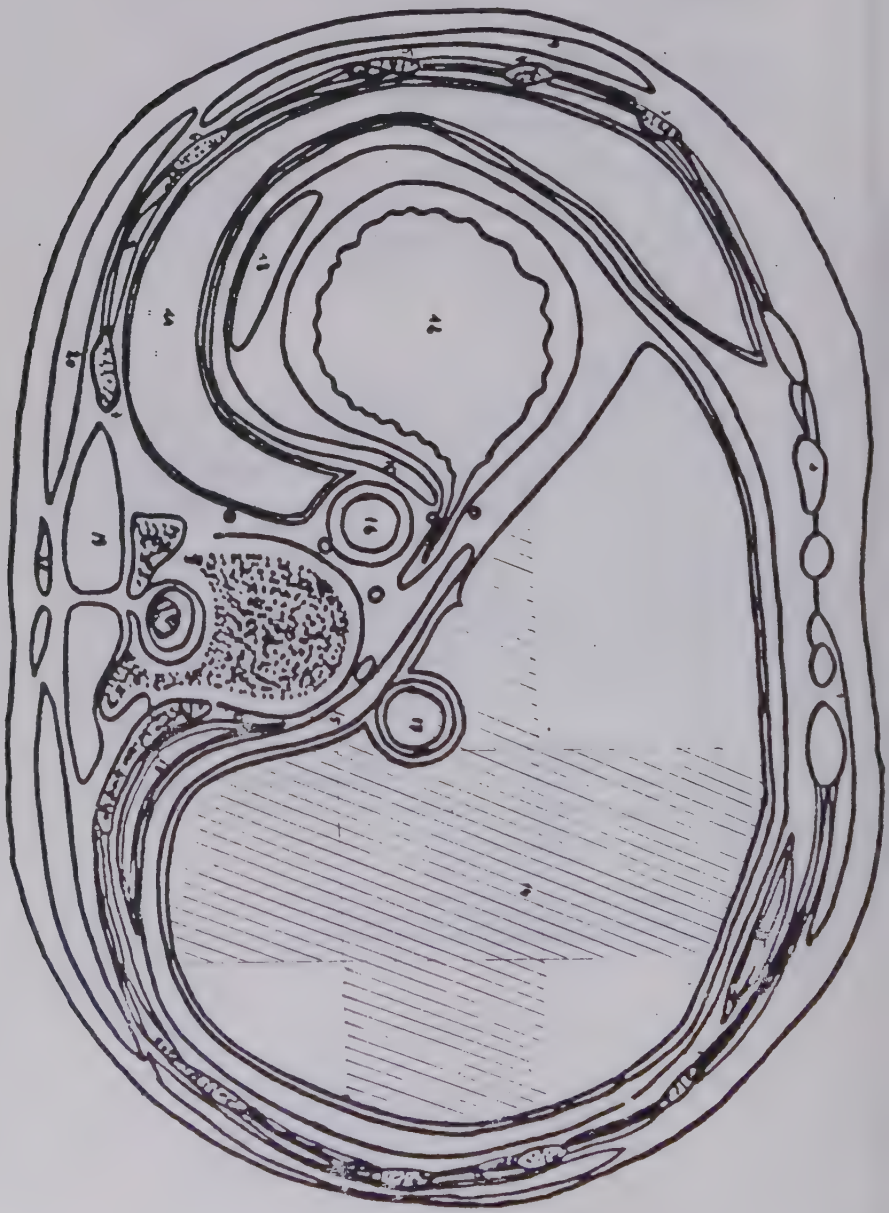


Abb. 31 Körperquerschnitt in Höhe des I. Lendenwirbelkörpers Scann von ventral und lateral

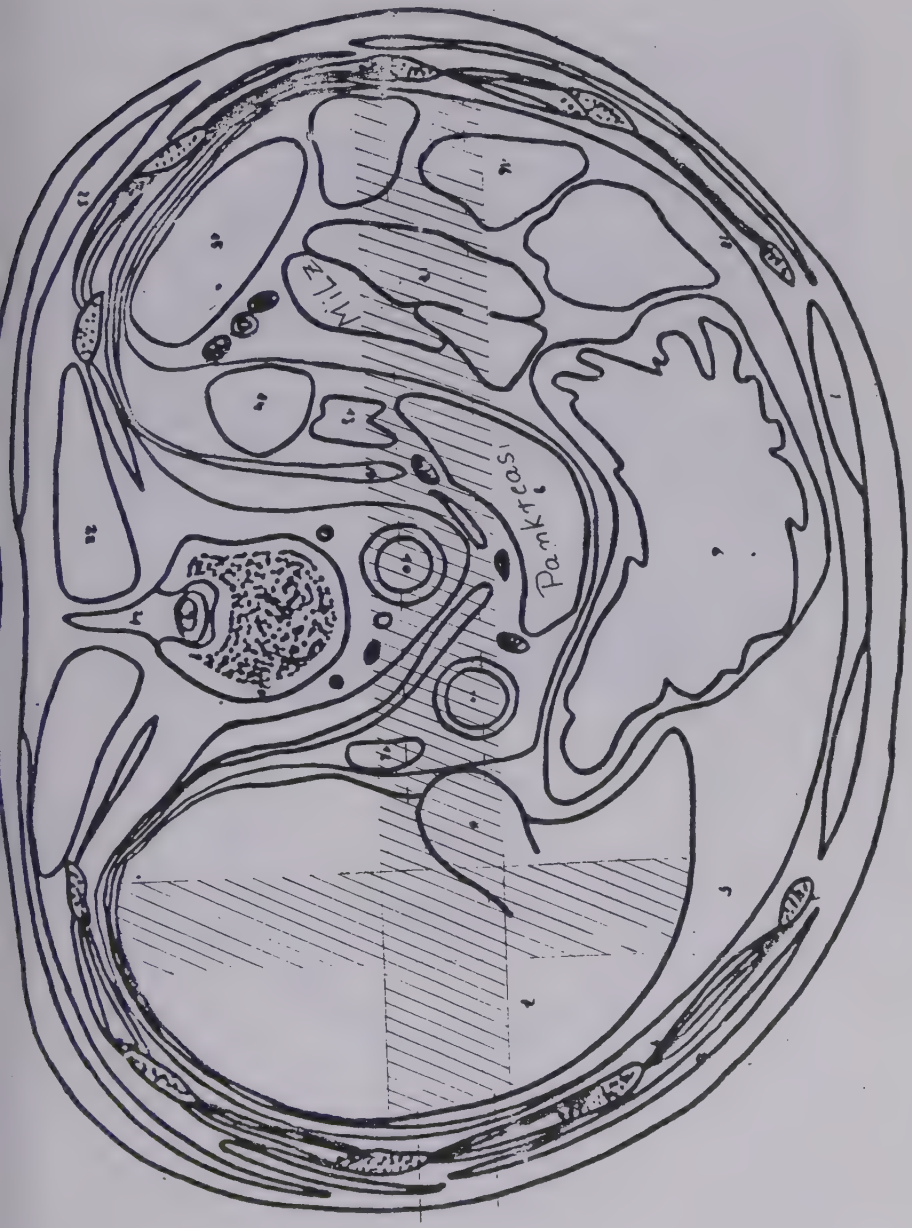


Tabelle E

	1 VM	3"	3 VM
geometrische Fokuslänge (cm)	5,3	8,1	8,4
geometrische Auflösung im Fokus (mm)	18	11	7,5
geometrische Auflösung bei 80 % der maximalen Impulsrate (mm)	18 unt.Fokus 24 üb. Fokus	10 unt.Fokus 19 üb. Fokus	14
Tiefe des 80 % Iso-impulsbereiches (cm)	2	2,9	2,6

4.) Beispiele von Organscintigrammen der Organe Hirn, Lunge und Leber-Milz (Abb. 32 - 35)

Abb. 32 Hirnscintigramm, frontaler Scann, ^{99m}Tc, Kollimator 1 VM

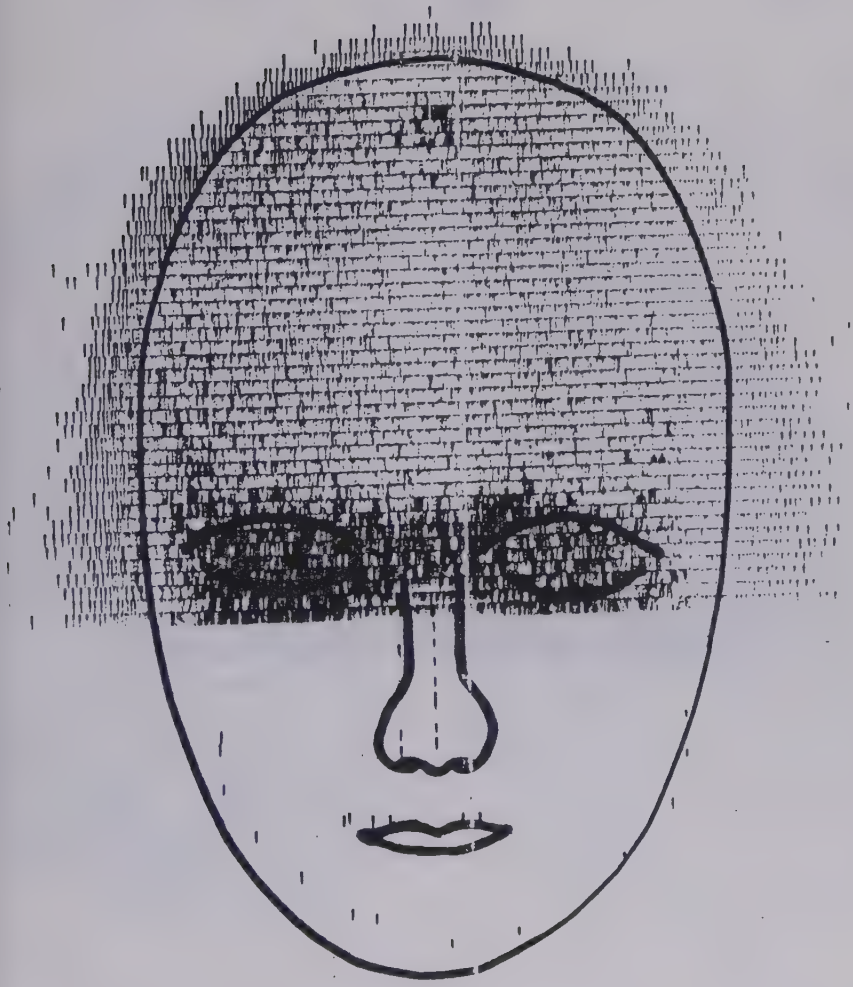


Abb. 33 Hirnscintigramm, lateraler Scann, ^{99m}Tc, Kollimator 1 VM

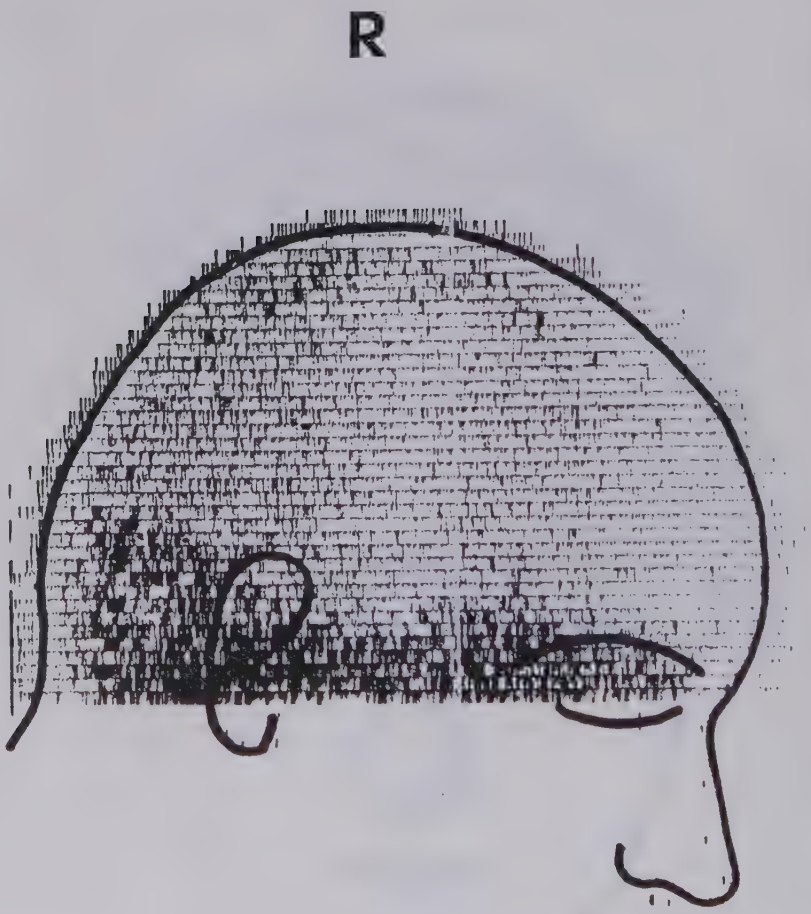


Abb. 34 Lungenscintigramm, dorsaler Scann, ^{99m}Tc, Kollimator 1 VM

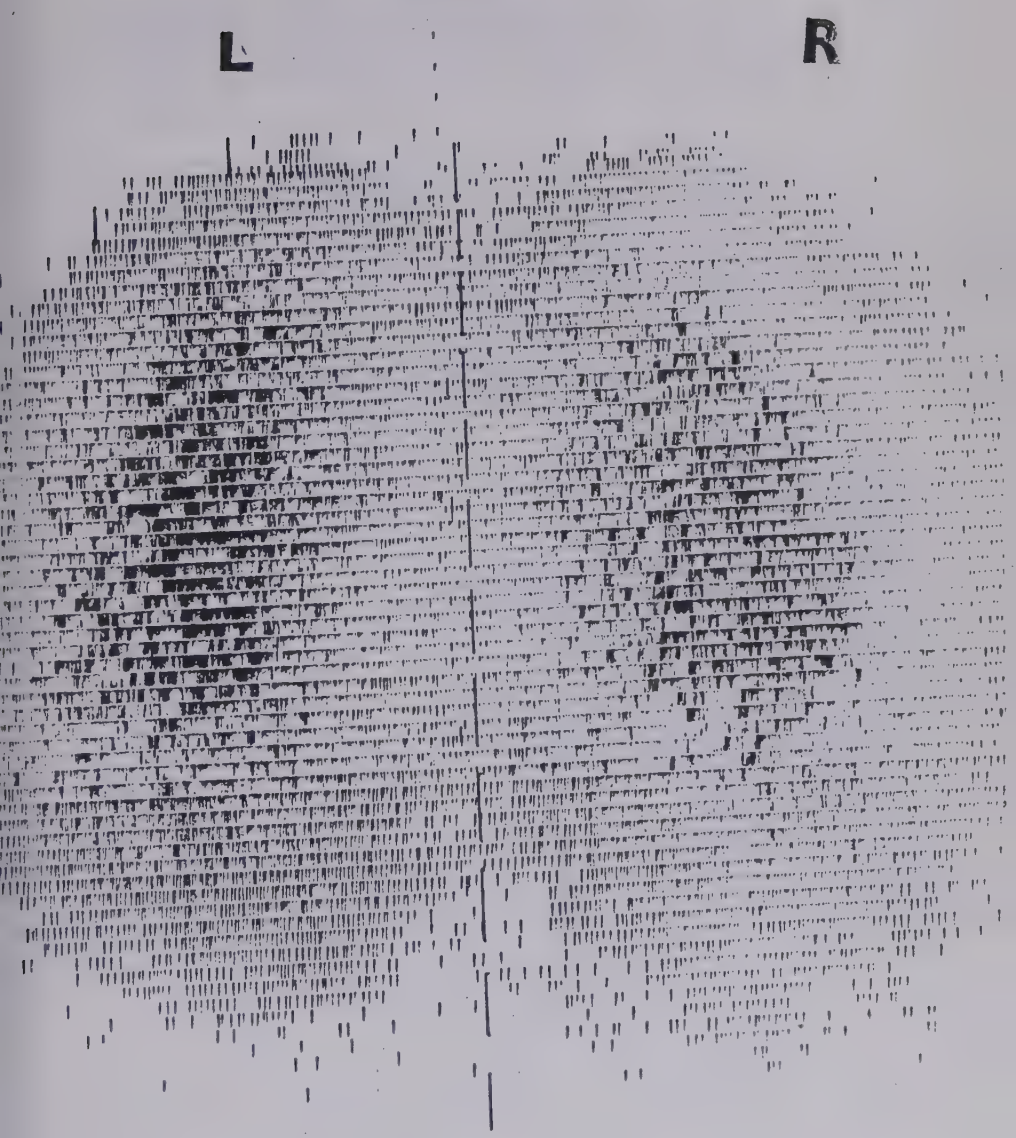
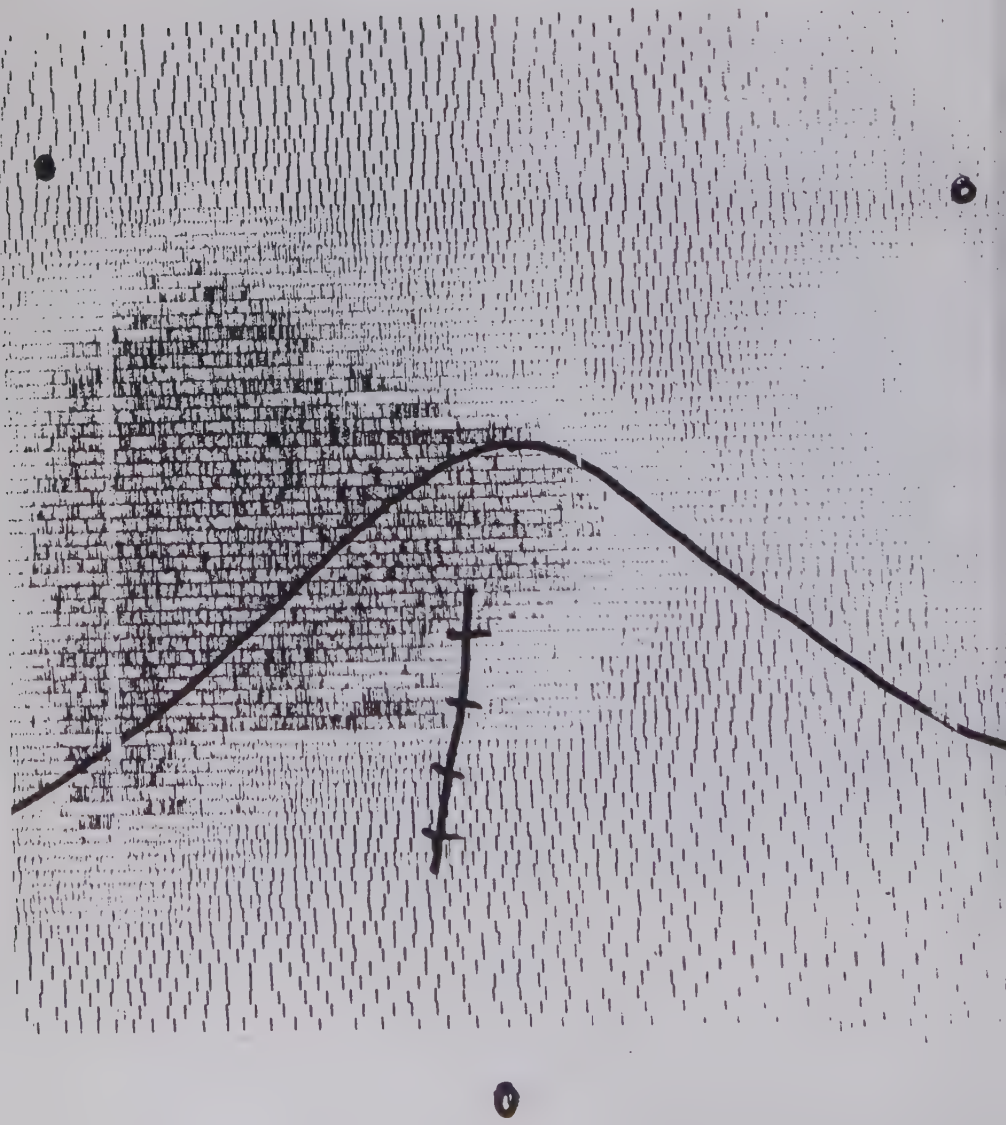


Abb. 35 Leber-Milzscintigramm, ventraler Scann, ^{99m}Tc, Kollimator 1 VM
(Die Aktivitätsverteilung über der Milz war im Farbscintigramm grün ausgedruckt, sie erscheint in der fotomech. Kopie leer)



VI. Zusammenfassung

Durch diese experimentelle Arbeit wurde der Picker Scanner geeicht, so daß die Farben des Farbdruckes und des Farbfotos genau der prozentualen Impulsrate zugeordnet werden können.

Die geometrischen Eigenschaften der Kollimatoren, die zur Organscintigraphie verwendet werden, wurden experimentell bestimmt. Dies geschah mit in Luft und im Wasser befindlicher Strahlenquelle jeweils mit den Radionukliden ^{131}J, ^{197}Hg, ^{99m}Tc und ^{85}Sr.

Durch eine dreidimensionale geometrische Darstellung der Linienquellenfunktionen konnten folgende Parameter bestimmt werden:

1.) der geometrische Fokusabstand

2.) der Abstand sowie die Tiefe des 80 % Impulsbereiches

3.) die geometrische Auflösung im Fokus und im 80 % Impulsbereich

Durch die Wassermessungen wurden so die bei der Organscintigraphie tatsächlichen Kollimatoreigenschaften bestimmt.

Die Ergebnisse zeigten bei den exakt auswertbaren Messungen eine Verkürzung des Fokusabstandes von ca. 20 %, wenn sich die Strahlenquelle im Wasser befand.

Dabei fand sich meist auch eine Verschlechterung der Auflösung um ca. 15 - 30 %.
Es zeigte sich außerdem, daß die Linienquellenfunktionen der Wassermessungen über und unter dem Fokus nicht gleich sind. Die Auflösung im 80 % Impulsbereich war unterhalb des Fokus generell besser.

Für die praktische Organscintigraphie bedeutet dies, daß man durch die Kollimatoruntersuchungen genaue Angaben über den Sichtbereich des gut aussagekräftigen 80 % Impulsbereiches hat und auch das dazugehörige Auflösungsvermögen weiß.

Bei der Anwendung der Meßergebnisse auf die Organscintigraphie von Hirn, Lunge und Leber wurden die 80 % Impulsbereiche maßstabsgetreu in die jeweiligen Körperquerschnitte eingezeichnet.

Durch die vorgelegten Untersuchungen kann der für die jeweilige Organscintigraphie am besten geeignete Kollimator ermittelt werden, und der für die Auswertung Verantwortliche bekommt realistische Angaben über die Aussagemöglichkeiten der durchgeführten Organscintigraphie. Die Diagnosefindung wird dadurch verbessert, und dies kommt in hohem Maße dem Patienten zu Gute.

VI. Literaturverzeichnis

BECK, R.N.: A theory of radioisotope scanning systems. In: Medical Radioisotope Scanning, Bd.I.Int. Atomic Energy Agency. Wien 1964

BECK. R.N.: Theory of radioisotope scanning. Int. J. appl. Radiat. 15 (1964) 101

BECK, R.N.: Collimators for radioisotope scanning systems. In: Medical Radioisotope Scanning, Bd.I.Int. Atomic Energy Agency, Wien 1964

BROWNELL, G.L.: Theory of radioisotope scanning. Int. J. appl. Radiat. 3 (1958) 181

BROWNELL, G.L.: Theory of radioisotope scanning. In: Medical Radioisotope Scanning, Bd. I. Int. Atomic Energy Agency, Wien 1964

COURTIAL, I.,A. GANDY: Note sur la sensibilité et le pouvoir de résolution en scintigraphie. In: Medical Radioisotope Scanning, Bd. I. Int. Atomic Energy Agency. Wien 1964

FEINE,U., Z.WINKEL, K.: Nuklearmedicin, Szintigraphische Diagnostik, 1. Aufl. Stuttgart: Thieme 1969

HINE, G. J.: Evaluation of focused collimator performance. II. Digital recording of line source response. Int. J. appl. Radiat. 18 (1967) 815

HINE, G. J.: Comparison of scanners with singel or pairs of 3- and 5-ichn diameter NaJ (TI)-crystals. International Nuclear Medicine Symposium. "Radioactive Isotopes in the localization of tumours". London 25.-27.9.1967

HINE, G. J., H. VETTER: Evaluation of focusing collimator performance. Nucl.-Med. (Stuttg.) 4 (1956) 333

MALLARD, J. R.: Medical Radioisotope Visualization (A review of "scanning"). Int. J. appl. Radiat. 17 (1966) 205

MAYNEORD, W. V.: Some applications of nuclear physics to medicine. Brit. J. Radiol. Suppl. 2 (1950) 168

SHINJI TAKAHASHI: An Atlas of Axial Transverse Tomography and its Clinical Application Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1969)

L e b e n s l a u f

Dieter Paul

Geburtsdatum: 23.12.1944
Geburtsort : Urach, Kreis Reutlingen
Eltern : Helmut Paul und Anneliese, geb.Otter, wohnhaft in Eßlingen, Neue Straße 101,

1951 - 1955 : Grundschule in Schönmünzach,Kreis Freudenstadt

1955 - 1965 : Naturwissenschaftliches Gymnasium (Kepler) in Tübingen, Abschluss: Abitur

1966 - 1968 : Wehrdienst als Zeitsoldat beim Fernmeldebataillon in 7987 Weingarten

1968 - 1974 : Medizinstudium an der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen

25.01.1974 : Staatsexamen in Tübingen Note: "gut"

Febr.1974 - Mai 1974 : Medizinalassistent an der Inneren Abteilung des St.Elisabethen-Krankenhauses in 798 Ravensburg

Juni 1974 - Mai 1975 : Medizinalassistent an der Chirurg. Abteilung des Bodenseekreiskrankenhauses in 7992 Tettnang

30.April 1975: Approbation als Arzt durch das Regierungspräsidium in Stuttgart

Juli 1975 - Juli 1979 : Assistenzarzt an der Kinderklinik des Städt.Krankenhauses in 799 Friedrichshafen

29.08.1979 : Anerkennung als Kinderarzt durch die Landesärztekammer Baden-Württemberg

seit 01.01.80: niedergelassener Kinderarzt in 798 Ravensburg